



**Francisca
Neto Costa**

**Desenvolvimento de Conceito de
Implante Bio-Inspirado**



**Francisca
Neto Costa**

Desenvolvimento de Conceito de Implante Bio-Inspirado

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, professor auxiliar do departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Esta dissertação teve o apoio dos projectos UID/EMS/00481/2019-FCT e pelo projecto POCI-01-0145-FEDER-032486, financiado pelo FEDER, através do COMPETE2020 - Programa Operacional Competitividade e Internacionalização (POCI), and by national funds (OE), through FCT/MCTES.

“Para ser grande, sê inteiro.

Nada teu exagera ou exclui.

Sê todo em cada coisa.

Põe quanto és no mínimo que fazes.

Assim, em cada lago, a lua toda brilha, porque alta vive”

(Ricardo Reis, heterónimo de Fernando Pessoa)

o júri

presidente

Prof. Doutor Ricardo José Alves de Sousa
Professor Auxiliar C/ Agregação da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor José António de Oliveira Simões
Professor Coordenador C/ Agregação da ESAD, Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos

Prof. Doutor António Manuel Amaral Monteiro Ramos
Professor Auxiliar no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

agradecimentos

À minha família, à minha mãe, ao meu pai e ao meu irmão, porque sem eles nada disto seria possível. Um obrigado é pouco para exprimir a minha gratidão. Apesar de a vossa presença nos agradecimentos deste trabalho ser tão vital como o ar que respiro, de forma a ficar registado e porque as palavras, como o amor que sinto por vós, são eternos, quero agradecer por acreditarem sempre em mim, pelo incondicional apoio, amor, força e fé. Só não vos dedico a minha tese de mestrado porque vos dedico a minha vida.

Ao meu orientador, Prof. Doutor António Ramos, obrigada por todo o conhecimento científico, confiança, ideias, orientação, autonomia, cortesia ao disponibilizar ficheiros para análise e acompanhamento ao longo de toda a realização desta dissertação.

Ao Engenheiro António Festas um obrigado por todas as amostras de ensaio fabricadas, por todas as informações e pela disponibilidade.

Ao Engenheiro Ricardo Bessa, pelo apoio técnico prestado nos ensaios de compressão e disponibilidade.

Ao Engenheiro Nuno Almeida, investigador do TEMA, Centro de Tecnologia Mecânica e Automação, pela ajuda técnica e disponibilidade na execução do micro-CT.

À empresa “Impressão 3D Portugal” pelo fabrico e impressão das estruturas.

Aos meus fiéis amigos, aos de sempre e aos que foram aparecendo quero agradecer por todos os momentos de alegria e por todas as aventuras mostrando sempre o lado bom da vida. Sei que não é necessário especificar nomes pois o único e verdadeiro registo que importa é em cada instante.

A todas as pessoas que se cruzaram no meu caminho ao longo deste percurso e que, de uma maneira ou de outra, contribuíram para este momento, desde a concessão de acessos a sorrisos e boa disposição nas horas difíceis, um enorme e sincero obrigada porque vocês também são este momento.

palavras-chave

implante, bio-inspiração, osso, estrutura

resumo

O presente trabalho apresenta o desenvolvimento *top-down* de um conceito de implante poroso cuja bio- inspiração foi retirada de estruturas presentes na natureza. Para o efeito foram realizados testes mecânicos e testes de simulação de compressão de forma a avaliar a sua rigidez. Como modelo padrão utilizou-se uma espuma em poliuretano da *Sawbones* de densidade $200,23 \text{ Kg/m}^3$ tendo em conta a referência de osso biológico. O seu módulo de Young aparente com recurso à linha *offset* de 0,2% é de 55 MPa e sem esta linha é de 97,37 MPa. Para analisar a influência do material mantendo a mesma geometria de unidades celulares, realizou-se um micro-ct à espuma modelo e imprimiu-se uma estrutura em SLA numa resina fotossensível. Verificou-se um módulo de Young aparente de 62,5 MPa com recurso à linha *offset* a 0,2%, uma diferença de 7,5 MPa do módulo da espuma quando calculado pelo mesmo método. As estruturas bio-inspiradas contêm células de geometria hexagonal, própria dos favos das abelhas e quadrangulares, características das células da madeira quando cortadas transversalmente. As mesmas foram simuladas virtualmente com o comportamento da espuma modelo de modo a saber a influência da geometria das unidades constituintes. A análise não incluiu a linha *offset* e indicou que a geometria quadrada traduz-se no valor do módulo de Young aparente mais próximo do da espuma padrão.

Analisou-se uma estrutura não bio-inspirada em Ti-13Nb-13Zn, com tamanho de poros de aproximadamente $600 \mu\text{m}$, onde há possibilidade de existir osseointegração e cujo módulo de Young aparente é de 1600 MPa com recurso à linha *offset* a 0,2%

Com este trabalho procedeu-se ao estudo da elasticidade de estruturas porosas e da influência da geometria dos poros e do material através de várias abordagens e nunca descurando o conceito de impressão 3D ao longo do mesmo. Sendo assim pode ser visto como ponto de partida para trabalhos futuros no desenvolvimento, análise e desenho de estruturas bio-inspiradas. O conceito de implante final trata-se de uma estrutura de duas camadas e oca no interior com vantagens de osseointegração e com um módulo aparente de aproximadamente 618 MPa.

keywords

implant, bio-inspiration, bone, structure

abstract

This paper presents the top down development of a porous implant concept whose bio-inspiration was taken from natural structures. For this purpose, mechanical tests and compression simulation tests were performed to evaluate their stiffness. As a standard model a Sawbones polyurethane foam with a density of 200.23 Kg / m³ was used considering the biological bone reference. Its apparent Young modulus using the 0.2% offset line is 55 MPa and without this line is 97.37 MPa. To analyze the influence of the material maintaining the same geometry of the unit cells, a micro-foam model was made, and SLA printed on a photosensitive resin. An apparent Young modulus of 62.5 MPa was verified using the 0.2% offset line, a difference of 7.5 MPa from the foam modulus when calculated by the same method. The bio-inspired structures contain cells of hexagonal geometry, typical of the honeycomb and quadrangular, characteristic of wood cells when cut transversely. They were simulated virtually with the behavior of the model foam in order to know the influence of the geometry of the constituent units. The analysis did not include the offset line and indicated that the square geometry translates into the apparent Young's modulus value closest to that of the standard foam.

A non-bio-inspired Ti-13Nb-13Zn structure, with pore size of approximately 600µm, that can provide osseointegration, and whose apparent Young's modulus is 1600 MPa using the 0.2% offset line, was also analyzed to be included on the final concept.

With this work we proceeded to study the elasticity of porous structures and the influence of pore and material geometry through various approaches and never neglecting the concept of 3D printing throughout it. This paper can be considered a starting point for future works in the development, analysis and design of bio-inspired structures. The concept of the final implant is a two-layer, hollow interior with the advantages of osseointegration and an apparent module of 618 MPa.

Índice

Lista de figuras.....	iii
Lista de tabelas.....	v
Abreviações.....	vii
Capítulo I.....	1
1.1 Introdução.....	1
1.2 Objectivos.....	2
Capítulo II.....	5
2.1 Bio Inspiração: O conceito.....	5
2.2 Implantes Bio-Inspirados.....	7
2.2.1 Bio-Inspiração nas Estruturas Ósseas.....	8
2.2.2 Bio-Inspiração em Materiais e Fabrico.....	11
2.2.2.1 Materiais Celulares Sólidos: A Arquitectura Porosa Natural.....	12
2.2.3 Ciência dos Biomateriais: Caminho Evolutivo.....	14
2.2.3.1 Enxertos Ósseos e Substitutos.....	14
2.2.3.2 Engenharia de Tecidos: Scaffolds e Impressão 3D.....	15
2.3 Os Implantes Actuais.....	16
2.3.1 Materiais.....	16
2.3.1.1 Biomateriais Metálicos.....	16
2.3.1.2 Biomateriais Cerâmicos.....	18
2.3.1.3 Biomateriais Poliméricos.....	19
2.3.1.4 Biomateriais Compósitos.....	19
2.3.2 Revestimentos.....	20
2.3.3 Fixação.....	21
2.4 O osso.....	22
2.4.1 A Estrutura e Dinâmica do Tecido Ósseo.....	23
2.4.2 O Osso Esponjoso e o seu Comportamento ao Longo da Vida.....	24
2.4.3 A Interface Implante-Osso.....	26
2.4.3.1 Influência do Tamanho das Trabéculas na Osseointegração.....	27
Capítulo III.....	29
3.1 Caracterização do Comportamento.....	29
3.2 Micro-Ct e Tratamento Virtual da Amostra da Espuma de Referência.....	37
3.3 Avaliação da Influência do Material.....	39
Capítulo IV.....	41
4.1 Bio-inspiração.....	41

4.2	Modelação	42
4.3	Simulação Numérica	43
4.3.1	Aferição da Variável Geométrica no Comportamento da Estrutura	43
4.3.2	Condições do Processo de Simulação em <i>Abaqus</i>	43
4.4	Estrutura não Bio-inspirada	46
4.5	Análise Comportamental das Unidades Celulares.....	52
Capítulo V	55
5.1	Conceito de Implante Bio-Inspirado	55
5.1.1	Modelo Numérico.....	55
5.2	Discussão	57
Capítulo VI	59
6.1	Conclusões.....	59
6.2	Propostas para Trabalhos Futuros	60
Bibliografia	61
Anexo I	65

Lista de figuras

Figura 1- Diagrama resumido do esquema do trabalho realizado	3
Figura 2 - Exemplos de objectos e a sua respectiva bio-inspiração	6
Figura 3 - Esquema simplificado de modelo da retina e o correspondente circuito DVS, adaptado [18].....	7
Figura 4 – Prótese de joelho que mimetiza a junta do joelho humano	8
Figura 5 - Estruturas porosas de UHMWPE e CoCr impressas em 3D, adaptado [63].....	9
Figura 6 - Modelos de células para a estrutura do osso esponjoso: (a) circular, (b) cruzado, (c) quadrada de baixa densidade, (d) prismática, (e) planos-paralelos, (f) quadrada de alta densidade, [59,63]	10
Figura 7 -Sólidos naturais celulares: (a) madeira, (b) cortiça, (c) osso esponjoso, (d) esponja natural, (e) osso de choco, (f) coral, (g) caule de planta, (h) folha, [59]	13
Figura 8 - Módulo de elasticidade do osso, Ti-13Nb-13Zn, Ti-6Al-4V, tântalo, aço inoxidável e cromo-cobalto. Adaptado [39].....	17
Figura 9 - Módulo de elasticidade do osso esponjoso em diferentes localizações anatómicas, adaptado [61].....	18
Figura 10 - Esquematização simplificada do comportamento mecânico do osso cortical e do osso esponjoso, adaptado [73]	22
Figura 11 - Esquematização do movimento do fluido aquando de uma deformação mecânica do tecido ósseo, adaptado [74].....	23
Figura 12 - Estrutura porosa do osso esponjoso na cabeça femoral (cima) e no côndilo femoral (baixo), adaptado de [59]	25
Figura 13 - Comportamento cíclico do osso vertebral trabecular pós tensão, adaptado de [64]	26
Figura 14 - Diferentes geometrias estruturais nas superfícies dos implantes, adaptado [77]	27
Figura 15 – Gráfico tensão-deformação dos três implantes estudados . P900(dimensão de poros de 900µm), P600 (dimensão de poros de 600µm), P300 (dimensão de poros de 300µm), adaptado de [78].....	28
Figura 16 - Unidade estrutural de célula Aberta	29
Figura 17 - Unidade estrutural de célula Fechada.....	29
Figura 18 – Exemplo de unidade estrutural de célula aberta da Sawbones, vista frontal .	29
Figura 19 - a) espuma de baixa densidade, b) espuma de média densidade, c) espuma de alta densidade	30
Figura 20- Esboço representativo das dimensões dos provetes, em mm.....	31
Figura 21 - Resultados obtidos dos ensaios de compressão realizados às três amostras das três densidades diferentes. (Gráfico Força-Deslocamento).....	31
Figura 22 - Gráfico tensão aparente-deformação das espumas.....	32
Figura 23 - Visualização de uma curva-tipo de osso biológico, representada a vermelho, adaptado de [68].....	33
Figura 24 - Representação de uma parte da zona linear das três curvas representativas das espumas	35

Figura 25 - Representação de parte da curva de tensão-deformação com a respectiva linha <i>offset</i>	35
Figura 26 – Representação dos pontos retirados sobre a linha <i>offset</i>	36
Figura 27 - Amostra no interior da câmara microtomografica.....	38
Figura 28 – Modelo reconstruído	38
Figura 29 - Formação do modelo do micro-CT em software	38
Figura 30 - Modelo final do micro-CT possível de ser trabalhado	39
Figura 31 - Estrutura em resina inspirada na microestrutura da espuma de referência de densidade 12.5 pcf	39
Figura 32 - Visualização da curva de tensão -deformação da estrutura inspirada na espuma de referência.....	40
Figura 33 - Células dos favos das abelhas	42
Figura 34 - Células da madeira	42
Figura 35 - Primeiros modelos das estruturas bio-inspiradas.....	42
Figura 36 - Resultados da simulação da estrutura favelada do tipo A.....	44
Figura 37 - Resultados da simulação da estrutura inspirada na madeira do tipo A	44
Figura 38 - Resultados da simulação da estrutura favelada do tipo B.....	44
Figura 39 - Resultados da simulação da estrutura inspirada na madeira do tipo B	44
Figura 40 - Gráfico da curva representativa do material de referência com as curvas da simulação da zona linear das estruturas bio-inspiradas	45
Figura 41 - Unidade celular da estrutura em liga de titânio	46
Figura 42 - Unidade celular da estrutura em liga de titânio com os cilindros de ligação...46	46
Figura 43 - Dimensões da unidade celular da estrutura em liga de titânio	47
Figura 44 - Estrutura modelada em software	47
Figura 45 - Estrutura impressa em liga de titânio	47
Figura 46 - Gráfico das curvas de força-deslocamento das estruturas impressas em Ti13Nb13Zn.....	48
Figura 47 – Estrutura em liga de titânio cisalhada/flambada durante a compressão	48
Figura 48 - Gráfico das curvas de tensão aparente-deformação das estruturas impressas em Ti13Nb13Zn.....	49
Figura 49 - Zona da parte linear das estruturas ampliada em comparação com a parte linear da estrutura bio-inspirada	49
Figura 50 - Visualização da zona linear das estruturas em liga de titânio com a linha <i>ofsset</i> a 0,2% da curva intitulada de titânio_2	50
Figura 51 - Ampliação da zona linear das estruturas em liga de titânio com a linha <i>offset</i> a 0,2% da curva intitulada de titânio_2	50
Figura 52 - Ampliação da zona linear das estruturas em liga de titânio com a linha a 2% de deformação.....	51
Figura 53 – Comportamento das três unidades celulares quando simuladas com o material de referência.....	53
Figura 54 – Esboço do conceito de Implante e seu posicionamento no interior do osso ..55	55
Figura 55 – Dimensões em mm do conceito de implante e o seu modelo com malha.....56	56
Figura 56 – Comportamento do implante com diferentes posições da liga de titânio	56

Lista de tabelas

Tabela 1 - Alguns exemplos de bio-inspirações quanto à forma, estrutura e função [11,12,13,14].....	6
Tabela 2 – Propriedades físicas das três densidades das espumas	30
Tabela 3 - Módulo de Young Aparente das espumas com as três densidades, sem recurso à linha offset	36
Tabela 4 - Módulo de Young aparente das espumas com as três densidades com recurso à linha offset a 0,2%.....	37
Tabela 5 – Resultados do micro-Ct.....	37
Tabela 6 - Módulo de Young aparente da estrutura inspirada na espuma de referência com recurso a linha offset a 0,2%.....	40
Tabela 7 - Dimensões das células das estruturas bio-inspiradas	43
Tabela 8 – Número de Elementos da malha das estruturas bio-inspiradas.....	44
Tabela 9 - Módulo de Young aparente das estruturas bio-inspiradas sem recurso à linha offset.....	46
Tabela 10 - Módulo de Young aparente do titânio_2 com recurso à linha <i>offset</i> a 0,2% de deformação.....	51
Tabela 11 - Módulo de Young aparente do titânio_2 com recurso à linha <i>offset</i> a 2% de deformação.....	51
Tabela 12 – Resultados da análise numérica dos modelos unitários das estruturas	52
Tabela 13 – Módulo de Young aparente da curva com titânio exterior do modelo numérico sem recurso a linha offset.....	57

Abreviações

Ti: Titânio

CAD: Desenho Assistido por computador

3D: Três dimensões

V: Vanádio

DVS: Sensor de visão Dinâmica

PMMA: Polimetilmetacrilato

PE: Polietileno

PU: Poliuretano

PTFE: Politetraflúoretileno

PA: Poliacetato

PET: Polietilenotereftalato

UHMWPE: Polietileno de ultra-alto peso molecular

PGA: Ácido poliglicólico

PLA: Ácido polilático

PHB: Ácido polihidroxibutirato

PCL: Policaprolactona

PEEK: Polieteracetona

Micro -CT: Microtomografia computarizada de raios-x

PCF: Pounds per Cubic Feet

TEMA: Centro de Tecnologia Mecânica e Automação

SLA: Estereolitografia

SLS: Sinterização Selectiva a laser

SLM: Fusão Selectiva a laser

MEC: Matriz Extra Celular

PEM: Matriz Orgânica Pericelular

Zn: Zircónia

Nb: Nióbio

Capítulo I

Introdução e objectivos

1.1 Introdução

A incidência mundial de doenças ósseas tem vindo a aumentar nos últimos anos principalmente em populações onde o envelhecimento é associado ao aumento da obesidade e pouca atividade física [1]. Neste contexto o aparecimento de lesões e traumas são cada vez mais frequentes provocando por vezes a necessidade do uso de implantes no tratamento de fraturas ou outras complicações associadas ao tecido ósseo.

A integridade da interface entre o implante e o osso permanece um grande desafio apesar dos esforços significativos para melhorar a fixação e funcionalização da interface [2]. O desafio traduz-se na redução do insucesso dos implantes atualmente utilizados, sendo necessário uma alteração de paradigma ao tentar mimetizar as estruturas do tecido ósseo; isso requer uma profunda compreensão da sua composição e mecanismos para promover a sua regeneração [2].

Os materiais atualmente mais utilizados no fabrico de implantes ortopédicos são sobretudo os metais e as suas ligas, mais precisamente o aço inoxidável, o cromo cobalto e o titânio. Também são utilizadas, com menor frequência, as cerâmicas, polímeros sintéticos e compósitos graças às boas propriedades mecânicas e biocompatibilidade, [3,4,5], contudo, estes materiais apresentam grandes limitações que incluem a libertação de toxinas nocivas para o organismo, o fenómeno de “*stress-shielding*” provocado pela incompatibilidade do módulo de Young entre o material e osso, a baixa biodegradabilidade e a fraca adesão; factores que contribuem assim para as taxas de sucesso dos dispositivos implantáveis mais usados atualmente [5,6].

O titânio (Ti) e suas ligas são frequentemente usados para o fabrico de implantes sem a substituição de articulações e restauro de defeitos de natureza esquelética, incluindo perda óssea no combate a lesões. Apesar da biocompatibilidade do titânio, a integração óssea depende crucialmente da bioatividade do implante para promover a osseointegração, bem como da sua adesão ao osso de forma a evitar o deslocamento do implante e consequentes infeções [2,7].

De forma a diminuir as complicações associadas à colocação de dispositivos intracorporais, existe atualmente grande investigação e cooperação entre várias áreas da ciência que têm vindo a revolucionar o conceito de implante como um corpo rígido e maciço para um corpo biologicamente adaptado e bioativo que promove a integração e a renovação óssea. Áreas como a impressão 3D e engenharia de tecidos oferecem grandes vantagens para o fabrico de dispositivos biomédicos com estas características. O fabrico aditivo (impressão 3D) permite um fabrico rápido e flexível, sendo possível obter um componente otimizado em termos volumétricos a partir de modelos CAD [8]. O conceito de engenharia de tecidos foi formalizado em 1993 com uma publicação de *Langer e Vacanti* [9] sobre “scaffolds” tridimensionais biodegradáveis. Após esta publicação pioneira foram realizados estudos relacionados com a porosidade e arquitectura destas estruturas [9].

O futuro dos dispositivos biomédicos segue um caminho baseado em princípios biológicos e como tal o grande desafio baseia-se em tentar alcançar o que já foi alcançado pela natureza, uma imperfeita perfeição. Introduz-se assim um conceito cada vez mais utilizado na arquitectura e na bioengenharia: *Bio mimética* ou Bio- inspiração. Segundo Jay Harman [11], Presidente da *PAX Scientific*, este conceito significa aplicar lições aprendidas na natureza de forma a resolver problemas humanos.

1.2 Objectivos

Como será mencionado nos capítulos que se seguem, a bio inspiração pode ser de três dimensões. A mesma pode estar presente na forma, na estrutura e na função. Neste contexto o principal objetivo desta tese de mestrado é desenvolver o conceito de um implante bio inspirado que replica a função estrutural inerente ao osso através da análise do comportamento de estruturas tridimensionais porosas. A criação de um implante biocompatível que permita a óssea integração, estruturalmente estável e com um módulo de elasticidade não muito superior ao do osso é um verdadeiro desafio. O implante desenvolvido será projectado para ser colocado em contacto com o osso trabecular de forma intramedular e passível de ser impresso através de fabrico aditivo. Ao longo do trabalho irão ser modeladas e analisadas estruturas de diferentes geometrias e dimensões nunca descurando o facto do fabrico das mesmas ser de forma preferencialmente aditiva.

O recurso a softwares de simulação e parametrização é necessário, quer na modelação das estruturas quer na fase de desenvolvimento, da compressão virtual e até mesmo no processo de impressão 3D.

O trabalho é dividido em capítulos e inicia-se com uma revisão de literatura no qual são abordados conceitos essenciais para o desenvolvimento e compreensão do mesmo.

É realizada, na fase inicial, uma abordagem à bio inspiração, ao comportamento de mecanismos da estrutura óssea, e de implantes bio inspirados. Os capítulos seguintes baseiam-se na proposta do implante bio inspirado, na caracterização mecânica do mesmo, e no comportamento do osso esponjoso ou trabecular com o recurso a espumas que mimetizam o comportamento ósseo e que são utilizadas para testes biomecânicos. Numa outra fase o efeito da geometria e das dimensões dos poros/unidades celulares é analisada, bem como também o comportamento de uma estrutura em titânio de unidade celular mais pequena.

Assim no capítulo I é apresentado o contexto e os objectivos de forma a contextualizar o leitor do trabalho a ser desenvolvido. No capítulo II, o estado de arte funciona como parte introdutória no qual são detalhados conceitos teóricos importantes relacionados com o tema, bem como uma revisão bibliográfica do que já foi feito e investigado acerca de implantes bio inspirados. O capítulo III tem por base a caracterização do modelo de osso esponjoso que servirá de padrão e comparação constante entre as suas propriedades e das propriedades da estrutura desenvolvida ao longo do trabalho. O capítulo IV está dedicado ao desenvolvimento do conceito bem como à idealização do implante. No capítulo V encontra-se o conceito do implante final e no capítulo VI são apresentadas propostas para futuros trabalhos com vista a completar e a dar outros rumos ao trabalho inicial aqui desenvolvido, bem como as conclusões.

No diagrama da figura 1, encontra-se de forma resumida toda a metodologia efectuada ao longo do trabalho para o desenvolvimento do implante bio- inspirado.

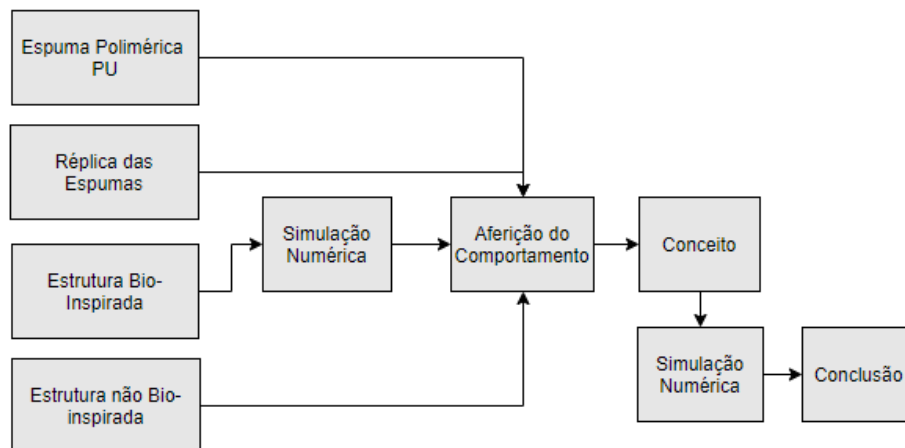


Figura 1- Diagrama resumido do esquema do trabalho realizado

Pretende-se com isto um conceito inovador, poroso, baseado em estruturas naturais com propriedades semelhantes ao comportamento mecânico do osso e com possível osseointegração, ao mesmo tempo com características implantáveis viáveis.

Este projecto é também pioneiro ao relatar uma abordagem de desenvolvimento conceptual de implantes porosos com recurso a conceitos bio-inspirados ao nível estrutural.

Capítulo II

Estado de Arte

2.1 Bio Inspiração: O conceito

A natureza passou por uma constante evolução nos últimos 3,8 bilhões de anos, desde que se estimou que a vida apareceu na terra. A mesma evoluiu de forma a adaptar-se para um melhor desempenho e eficiência nas mais variadas situações [10,11]. O design derivado da natureza ou adaptação biologicamente inspirada é comumente designada como “Biomimética”, do Grego, *biomimesis*, que significa imitar a biologia. O termo foi criado em 1957, por Otto Schmitt, e muitas outras derivações surgiram em anos posteriores [12]. O campo da bio inspiração é altamente interdisciplinar. Envolve a compreensão das funções biológicas e estruturas presentes na natureza [10] e utiliza-as como fonte de criação na engenharia, no design e na medicina, em tecnologias inovadoras e futuristas [11].

Já os nossos antepassados olharam para a natureza como fonte de inspiração. *Leonardo Da Vinci*, um génio do seu tempo, estudou a dinâmica de voo dos pássaros para inventar e propor arquitecturas de máquinas voadoras. Existem muitas outras lições a retirar da natureza com propriedades de interesse comercial [12]. Estas propriedades resultam de uma interação complexa entre a estrutura e morfologia superficial bem como de propriedades físicas e químicas. São exemplos a superhidrofobicidade, autolimpeza, redução do arrasto no fluxo de fluídos, conversão e conservação de energia, alta aderência, adesão reversível, sustentação aerodinâmica, materiais e fibras com alta resistência mecânica, antirreflexo e isolamento térmico são alguns exemplos que podem ser encontrados no mundo natural [12]. Na tabela 1 observa-se de forma mais detalhada algumas aplicações da bio- inspiração em três dimensões (Forma, Estrutura, Função).

Apesar do esforço para a implementação de analogias biológicas funcionais, nenhuma abordagem geral foi ainda desenvolvida para a aplicação da bio mimética. Quando se pretende projectar um sistema técnico, deve-se iniciar testando vários sistemas biológicos como potenciais protótipos ao fazer uma versão adaptada do dispositivo biomimético que está a ser projectado. Além disso, a transição do conceito de um mecanismo vivo para um não vivo não é tarefa fácil e envolve muito conhecimento técnico e científico [13].

Tabela 1 - Alguns exemplos de bio-inspirações quanto à forma, estrutura e função
[11,12,13,14]

Bio-inspiração					
Forma		Estrutura		Função	
inspiração	Aplicação	Inspiração	Aplicação	Inspiração	Aplicação
Formato de pássaros, peixes e plantas	Propulsão aerodinâmica e hidrodinâmica	Árvores (tronco e ramos)	Transmissão de carga em estruturas	Plantas	Adesão; conservação de energia e revestimento hidrofóbico
Favos de Abelha	Plástico Bolha e eficiência espacial; Estrutura Compósita	Tendões humanos	Cabos de tensão em pontes e outras estruturas	Animais Aquáticos, e outros	Revestimento para diminuição do atrito em ambiente aquático; Conservação de calor
		Teias de aranha e asas de insectos	Reflexão de luz ultravioleta em vidros e ecrãs	Bicos, cabeças e carapaças	Proteções, capacetes

De forma a um melhor entendimento da tabela anterior, segue-se a visualização de alguns exemplos, Fig 2.



Figura 2 - Exemplos de objectos e a sua respectiva bio-inspiração

2.2 Implantes Bio-Inspirados

A bio-inspiração em próteses e implantes não é um conceito recente. Foi encontrada uma prótese de um dedo artificial perto de *Luxor*, no Egito, datado entre 950 e 710 a.C. O dedo foi fabricado com três partes compostas por madeira, couro e uma dobradiça que imita a flexibilidade das juntas dos pés [15].

Das variadas aplicações do conceito da bio-inspiração encontra-se o fabrico de implantes para os diferentes tecidos do corpo humano. A engenharia de tecidos e a ciência dos biomateriais têm vindo a desenvolver novos campos científicos interdisciplinares como resposta ao aumento da procura de substituições de tecido danificado numa população com uma esperança média de vida cada vez mais elevada. Para além das características mecânicas dos biomateriais implantados, a biocompatibilidade é a característica principal. Tal significa que os materiais devem ser aceites pelos tecidos circundantes e pelo corpo como um todo [5].

É possível encontrar na literatura exemplos de implantes bio-inspirados, quer na função, na estrutura ou na forma. A inspiração pode ser aplicada como revestimento, em fenómenos de transmissão de sinais, no nano, micro ou macroestrutura do objecto inspirador [16,17,18,19]. Resultados de certas pesquisas mostram que aplicações bio-inspiradas resultam em bons resultados. Uma interface biomimética entre implante dentário e osso com características superficiais híbridas tem grande semelhança com matrizes biológicas do osso trabecular e pode fornecer uma maior energia superficial e rugosidade, conferir melhor hidrofobicidade, propriedades mecânicas mais adaptáveis e uma melhor bioatividade e biocompatibilidade, por exemplo em parafusos que substituem a raiz ausente do dente [16].

Recentemente, Lorach et al. [17] mostraram que o cálculo da filtragem paralela que ocorre na retina dos mamíferos pode ser reproduzido com base nos dados fornecidos por um sensor de visão dinâmica (DVS). Com um modelo não linear simples, eles foram capazes de reconstruir as respostas da maioria dos tipos de células ganglionares na retina de mamíferos, demonstrando a adequação para este tipo de sensor de visão bio inspirado para servir como um transdutor para implantes de retina [18], Fig 3.

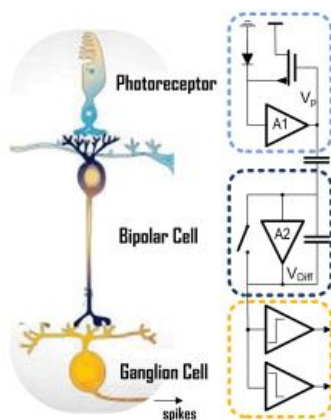


Figura 3 - Esquema simplificado de modelo da retina e o correspondente circuito DVS, adaptado [18]

Outras abordagens relativas ao revestimento de ligas metálicas são amplamente investigadas em paralelo com o estudo de biomateriais. O titânio revestido por camadas de biofilme feito de alginato e colagénio imita a matriz extracelular óssea conferindo-lhe uma estrutura estável e compacta. Esta estrutura fibrilar pode ser utilizada para melhorar a biocompatibilidade e a adesão de células osteoblásticas em comparação com as superfícies não modificadas de titânio [2,19].

Estruturas mecânicas adaptadas de implantes já existentes com configuração de forma bio- inspirada são também exemplos de aplicação da biomimética, Fig 4. A engenharia biomecânica alinhada ao design pode permitir a criação de novos conceitos inovadores no mercado dos implantes ortopédicos.[20]



Figura 4 – Prótese de joelho que mimetiza a junta do joelho humano

2.2.1 Bio-Inspiração nas Estruturas Ósseas

Atualmente, um dos grandes objectivos por parte da comunidade de engenheiros e investigadores no campo das ciências biomédicas é o desenvolvimento de implantes com propriedades semelhantes ao tecido que se pretende recriar ou substituir, de forma a evitar riscos associados à introdução de corpos estranhos e diferentes no organismo. Desta forma certas complicações seriam minimizadas e o sucesso das aplicações biomédicas melhoradas. Neste sentido a criação de novas estruturas e o desenvolvimento de novos materiais é amplamente estudada e tem vindo a dar resultados promissores.

Scaffolds biomiméticos porosos de polímeros termoplásticos como a polietilacetona (PEEK), e o polietileno de ultra alta densidade (UHMWPE) foram desenvolvidos de forma a recriar a estrutura do osso cortical, trabecular e ambos conjugados através da utilização de métodos de prensagem térmica de misturas dos polímeros em pó, dessalinização e ataque superficial, conferindo às estruturas um desempenho mecânico idêntico ao do osso natural. A elevada percentagem porosa dos *scaffolds* de PEEK proporciona a forte colonização das trabéculas artificiais por parte dos osteoblastos. Também o seu módulo de elasticidade encontra-se dentro do intervalo de valores do osso trabecular (1,1 a 5 GPa), o que contribui para uma melhoria das propriedades mecânicas da estrutura. O fabrico de estruturas híbridas permite desenvolver arquitecturas semelhantes à constituição do osso com possibilidade de vascularização graças à dimensão dos poros dos *scaffolds* de UHMWPE.



Figura 5 - Estruturas porosas de UHMWPE e CoCr impressas em 3D, adaptado [63]

A produção de *scaffolds* porosos de UHMWPE através de tecnologia 3D, Fig 5, para simular a arquitectura do tecido ósseo trabecular apresentou bons resultados, quer a nível da dimensão dos poros quer ao nível mecânico na semelhança com módulo de Young do osso natural.

Scaffolds de crómio-cobalto, Fig 5, foram também desenvolvidos através de imagens micro-CT (técnica que permite caracterizar e visualizar a microestrutura óssea) e fabricados por fusão selectiva a laser.[63]

As propriedades mecânicas do osso trabecular dependem da sua microestrutura e investigações permitiram concluir que o desenvolvimento de *scaffolds* com estrutura biomimética e uma superfície hidrofílica pode servir como a base para a bioengenharia de construção óssea artificial em diferentes localizações anatómicas [56,57].

Na figura 6 estão indicadas algumas unidades básicas estruturais usadas para o estudo e modelação de estruturas/*scaffolds* que permitam uma aproximação ao comportamento da estrutura do osso esponjoso original.

Quase todos os materiais podem ser convertidos em estruturas espumosas ou celulares. Apesar dos polímeros serem o material de eleição por serem mais facilmente manuseados e fabricados, também os metais, as cerâmicas e os compósitos podem ser convertidos nessas arquitecturas [59].

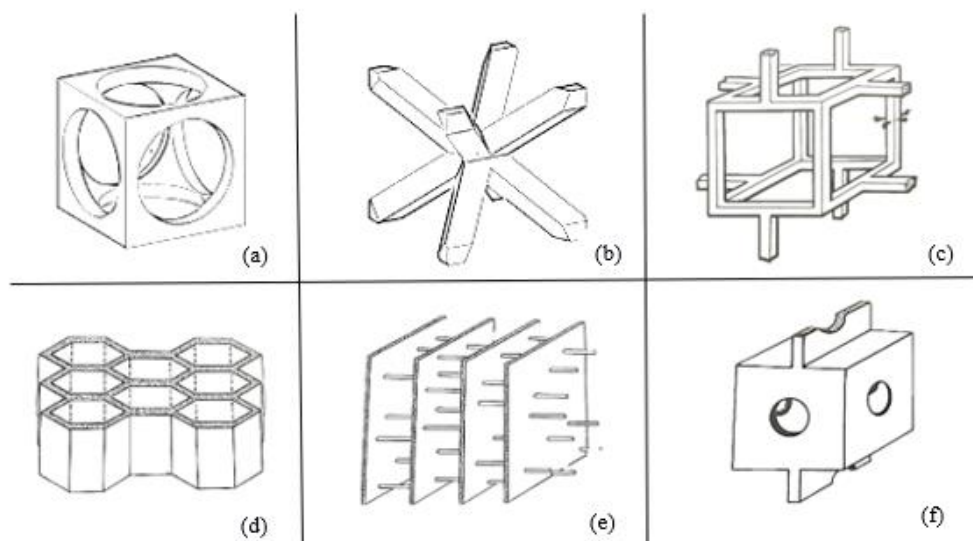


Figura 6 - Modelos de células para a estrutura do osso esponjoso: (a) circular, (b) cruzado, (c) quadrada de baixa densidade, (d) prismática, (e) planos-paralelos, (f) quadrada de alta densidade, [59,63]

Amostras de células do tipo (b) apresentam um maior limite de tensão de rotura do que as células do tipo (a) quando sujeitas à compressão. O fabrico aditivo de estruturas com unidades celulares de reduzidas dimensões revela normalmente algumas deformações, sendo que as amostras do tipo (a) são as que apresentam melhor desempenho aquando do seu fabrico. As células do tipo (c), são consideradas o modelo cúbico de célula aberta, Fig.16. O estudo da mecânica deste tipo de células é mais simples do que as do tipo (f) cujas paredes são mais fechadas, Fig 17. Em células deste tipo é necessário ter em consideração a deformação das paredes bem como a resposta do fluido no seu interior, normalmente o ar. As unidades celulares do tipo (d) são as que apresentam mais similaridades com as do tipo (e) pois quando uma força é aplicada predominantemente numa direção as células alinham-se com a direção da tensão máxima principal.

2.2.2 Bio-Inspiração em Materiais e Fabrico

Com o tempo, o homem tem vindo a substituir os materiais naturais por componentes sintéticos que oferecem melhores performances, isto é, são mais vantajosos a nível acústico ou térmico, contudo, atualmente, cientistas e engenheiros continuam a ficar fascinados com as elegantes e complexas arquitecturas das estruturas naturais. Nessas estruturas encontra-se a chave de uma estratégia orientada para a evolução. As diferentes orientações de camadas superficiais estruturais geram grande resistência à penetração de água e ao aparecimento de fraturas. Outro exemplo são as arquitecturas altamente porosas que combinam rigidez com leveza, como por exemplo o osso esponjoso. Materiais naturais combinam propriedades biológicas e mecânicas e representam soluções ótimas para um determinado conjunto de requisitos e restrições [21].

Grande parte destes materiais são compósitos, existindo também elementos com componentes poliméricos e cerâmicos embora em menor quantidade. Estes podem dar origem a uma enorme gama de estruturas híbridas que podem ser montadas e originar outros materiais com novas propriedades. É preciso ter em conta três factores ao projectar soluções tendo como base estes materiais, a composição química, a estrutura (nano/micro) e a arquitectura. A manipulação entre estes três fatores é necessária para a formação de novas ligas metálicas, polímeros e seus compósitos [21].

Numa visão mais detalhada e aprofundada da estrutura dos elementos que caracterizam as estruturas naturais dos organismos, o colagénio é a base da maioria dos tecidos moles e duros do mundo natural. Ele está presente na composição de ligamentos, ossos, tendões, pele, escamas de peixe, dentes, vasos sanguíneos, músculos e cartilagens [21]. Enquanto que no laboratório o foco tem sido principalmente na química como forma de melhorar a adesão interfacial, na natureza os materiais usam preferencialmente a topografia para interromper a propagação de uma fissura. Pode-se comparar tecnologias feitas pelo homem para revestimentos duros com equivalentes naturais como os dentes. A interface de esmalte combina gradientes de composição com interfaces específicas, garantindo estabilidade. Embora as enormes tentativas para explorar os efeitos da topografia superficial e dos gradientes composicionais nos materiais artificiais [22], é ainda necessário igualar a complexidade estrutural dos materiais naturais.

Muitos dos materiais naturais são porosos de forma a criarem caminhos para o transporte de massa ou simplesmente para diminuição de peso. O projecto de espumas é agora objecto de muita investigação, e projectos bio- inspirados podem fornecer soluções eficientes [22]. As arquitecturas porosas têm efeitos na distribuição das células bem como na formação de vasos sanguíneos, crescimento de tecidos e sustentação da formação de novos ossos [23]. Recentemente algumas tecnologias de fabrico avançadas foram propostas em campos científicos que estudam a biodegradabilidade em metais. Por exemplo, usando a tecnologia de impressão 3D, os metais podem ser processados directamente em *scaffolds* ou implantes [24,25]. De forma a fabricar *scaffolds* ósseos, estruturas porosas tridimensionais foram desenvolvidas para permitir o crescimento ósseo ao imitar a estrutura porosa natural do osso. Ao utilizar a impressão 3D, peças complexas e personalizáveis de pós metálicos podem ser directamente fabricadas com porosidade precisa.[26]. Estudos indicaram que os *scaffolds* impressos demonstraram valores de propriedades mecânicas de tração muito semelhantes aos do osso natural, mostrando assim o seu potencial na substituição óssea [27].

Uma das qualidades de alguns materiais naturais face a muitos materiais sintéticos, embora com avanços significativos, é a capacidade de auto-reparação, muitas vezes repetidamente e sem estímulos externos. Parece haver uma relação inversa entre força e a capacidade de reparar autonomamente várias vezes [21].

2.2.2.1 Materiais Celulares Sólidos: A Arquitectura Porosa Natural

Um material celular poroso é composto por uma rede interconectada de suportes sólidos ou placas que formam as extremidades e faces das células. Os mesmos podem ser divididos em três estruturas típicas: matriz de polígonos em duas dimensões disposta em forma semelhante aos favos de mel; espuma tridimensional com células abertas e espuma tridimensional com células fechadas.

Uma das características mais importantes na caracterização de um material celular sólido é a sua densidade relativa, que é a relação entre a densidade do material celular e a do sólido a partir do qual as paredes das células são feitas. Conforme a densidade relativa aumenta, as paredes das células engrossam e os poros encolhem. As baixas densidades permitem o *design* de componentes leves e rígidos, bastante atraentes em certas aplicações. Todas as características e propriedades destes sólidos são medidas pelos mesmos métodos utilizados para sólidos totalmente densos.

Neste trabalho o foco são as aplicações estruturais e como tal será canalizada toda a atenção para as estruturas celulares, principalmente para as que se conseguem encontrar na natureza, não fosse essa a base temática desta tese de mestrado. A nano e microestrutura celular sólida pode variar da ordem quase perfeita dos favos das abelhas até à desordem das redes tridimensionais aleatórias e permite suportar cargas estáticas e cíclicas de grande magnitude durante longos períodos de tempo. A estrutura da cortiça e da madeira é caracterizada por células fechadas quase regulares como os favos das abelhas. Outras estruturas como por exemplo o osso esponjoso são uma rede aberta de suportes conectados. Estes arranjos variados apresentam na sua maioria um comportamento anisotrópico uma vez que as células se encontram alinhadas em determinadas direções conferindo-lhes propriedades particulares. Algumas destas características podem ser visualizadas na figura 6.

Nas estruturas tipo favo, a unidade estrutural bi-dimensional pode ser, para além dos convencionais hexágonos regulares, triângulos, quadrados, paralelogramas, e hexágonos irregulares. Em três- dimensões, estas formas constituem a base das células poliédricas que ao serem conectadas e compactadas originam estruturas celulares tridimensionais. Contudo, em outras estruturas presentes na natureza, as unidades estruturais são por vezes formas irregulares com paredes assimétricas e dispostas desordenadamente mas sempre otimizada, são exemplos materiais como o osso, a cortiça e a madeira.

A madeira é o material estrutural mais usado em todo o mundo. A sua micro- estrutura depende da sua tipologia, mas geralmente caracteriza-se por conter células alongadas, com os raios formados por células mais pequenas e retangulares e os canais responsáveis pelo transporte de fluidos por células maiores de paredes finas e espaçadas originando grandes poros nessas zonas [58].

A cortiça é um material muito utilizado em isolamento térmico e na absorção de energia. A sua microestrutura foi inicialmente estudada por Robert Hooke em 1660. Ele observou células em secções radiais e tangenciais, com formato aproximadamente hexagonal e retangular, respetivamente. Mais tarde com a ajuda de maiores ampliações conseguidas graças aos avanços tecnológicos, foi possível observar detalhes que Hooke não conseguiu registar. A maioria das células apresentam as paredes corrugadas. Estudos realizados permitiram concluir que deformações resultantes de forças compressivas as paredes dobram. Já o contrário, quando o material é tensionado as paredes das células esticam e endireitam-se.

O osso esponjoso apresenta uma estrutura diferente consoante a sua localização no corpo. Nas secções com densidades mais baixas, as células estão abertas, como uma rede de hastes (fig.7.(c)). À medida que a densidade aumenta, as hastes espalham-se e achatam-se, tornando-se mais parecidas com placas e finalmente fundem-se, originando células quase fechadas. Pode-se dizer que a forma e a densidade das células do osso

esponjoso ou trabecular dependem das cargas que têm de suportar. Este fenómeno foi estudado por Wolff em 1869. Julius Wolff, anatomista do século XIX, baseado nos estudos de Meyer e Culman, afirmou que os elementos trabeculares do esqueleto não foram concebidos apenas para realizar a função de suporte, mas também para responder às forças a que estão sujeitos. E que as adaptações funcionais dos ossos reorientam as trabéculas de modo a estarem alinhadas com a trajetória principal de tensão quando submetidos a trauma. Ele observou que se as cargas são aproximadamente iguais em todas as três direções principais, o osso tende a formar células quase equiaxiais. Mas se uma carga é muito maior, essa tensão principal mais elevada irá influenciar a disposição das trabéculas [59]. Ao longo dos anos, a tecnologia permitiu o estudo quantitativo desta lei, contudo a mesma não é consensual devido à análise da transferência de tensão em sólidos ser baseada em requisitos de continuidade de material

A estrutura do osso trabecular e o seu comportamento mecânico será revista de forma mais detalhada em capítulos posteriores pois a sua compreensão tem grande relevância nos implantes, nomeadamente na sua ligação com a interface.

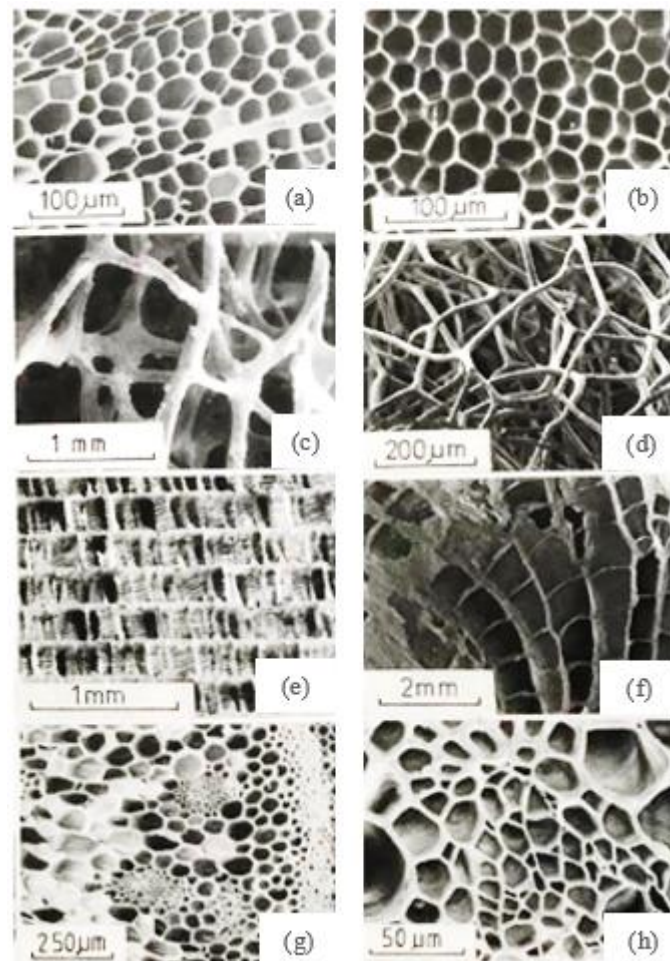


Figura 7 -Sólidos naturais celulares: (a) madeira, (b) cortiça, (c) osso esponjoso, (d) esponja natural, (e) osso de choco, (f) coral, (g) caule de planta, (h) folha, [59]

2.2.3 Ciência dos Biomateriais: Caminho Evolutivo

De acordo com a Sociedade Europeia de Biomateriais, os biomateriais podem ser definidos como substâncias de origem natural ou sintética toleradas pelos diferentes tecidos do corpo humano ou ainda como um material não biológico utilizado em dispositivos médicos. Ou seja, os mesmos devem interagir com os sistemas de forma a avaliar, tratar, aumentar ou substituir tecidos, órgãos ou funções do organismo.

Os enxertos ósseos muitas vezes utilizados no restauro de perdas ósseas podem impulsionar respostas imunitárias e consequentes rejeições por parte do organismo. Assim tem vindo a ser prestada grande atenção ao desenvolvimento de materiais artificiais que permitam a substituição do tecido ósseo perdido ou danificado [5].

Muitas abordagens foram aplicadas ao longo da evolução da ciência dos biomateriais. A primeira abordagem, também designada de primeira geração teve como foco a criação de propriedades mecânicas correspondentes ao tecido substituído, isto é, apresentar biocompatibilidade ao projectar materiais bioinertes como algumas ligas metálicas, cerâmicas e polímeros que ainda são amplamente utilizados. A segunda geração de biomateriais são especialmente projectados para serem bioactivos, os mesmos devem induzir respostas celulares específicas, por exemplo células ósseas que irão formar novo tecido e integrar o implante no ambiente circundante. Uma das estratégias mais avançadas é a construção de estruturas porosas tridimensionais (*scaffolds*) feitas de material reabsorvível, especialmente polímeros desenhados para estimular a regeneração de tecido vivo. Alguns autores referem-se a estas estruturas como a porta de entrada para a terceira geração, ou engenharia de tecidos [5].

2.2.3.1 Enxertos Ósseos e Substitutos

Mais de dois milhões de procedimentos de enxerto ósseo são realizados anualmente em todo o mundo. É o segundo transplante de tecido mais frequente logo após a transfusão sanguínea e dos métodos cirúrgicos mais utilizados para regeneração óssea [28]. Existem três principais tipos de enxertos ósseos, os autólogos, os alogénicos e os xenogénicos. Os enxertos autólogos referem-se a enxertos do mesmo indivíduo, os alogénicos entre indivíduos geneticamente diferentes, mas da mesma espécie e os xenogénicos entre indivíduos de espécies diferentes. Evidentemente que estes últimos são caracterizados por terem taxas de sucesso mais baixas [29,32].

O mais comum é usar enxertos do mesmo indivíduo (transplantes autólogos). Trata-se de um procedimento que apresenta algumas desvantagens visto ter uma fonte de material limitada, em que outro local da estrutura óssea do indivíduo está sendo danificada e sacrificada para a sobrevivência e restauro de outra parte [5,29].

Enxertos autólogos de osso esponjoso apresentam uma grande área superficial que facilita a revascularização e a incorporação do enxerto no osso [30]. Este processo, que leva à completa reabsorção do enxerto demora normalmente entre seis a doze meses [31].

De forma a combater a escassez de osso natural e atender à grande procura, são também desenvolvidos e criados enxertos artificiais. Os mais comuns disponíveis atualmente são o sulfato de cálcio, cerâmicas de fosfato de cálcio e vidro bioactivo.[33] É necessária a combinação de funções mecânicas de suporte e de regeneração que envolvem três propriedades biológicas importantes:[29],

- Osteogénese: possibilita a formação de tecido ósseo à volta do implante sem a formação de tecido fibroso;
- Osteoindução: Promove a diferenciação de células numa linhagem osteoblástica;
- Osteocondução: Sustenta e estimula o crescimento ósseo;

Um conceito relevante no restauro de tecido ósseo é o de osseointegração. A osseointegração é a ligação do implante ao osso, de tal forma que seja possível a

realização de funções de sustentação de carga sem que haja movimento relativo entre ambos. De forma a criar tecidos dinâmicos que respondam às exigências, existem duas abordagens, celular e acelular. A primeira ajuda a promover uma resposta óssea ao aumentar o número de células no processo de cicatrização. A segunda abordagem apenas estimula as células já presentes no tecido para ajudar no processo de regeneração. Tal pode ser feito com o recurso a estruturas *scaffold* que irão ser mais discutidas em tópicos posteriores.

2.2.3.2 Engenharia de Tecidos: Scaffolds e Impressão 3D

Numa primeira fase da engenharia de tecidos o tecido artificial era criado usando células isoladas combinadas e um biomaterial. Abordagens posteriores usam a implementação de *scaffolds* acelulares para guiar a formação de novo tecido. Ultimamente, investigadores estão a tentar gerar tecidos substitutos funcionais *in vitro* e aplicar directamente esses tecidos, sem a necessidade de qualquer componente biomaterial.

O design do *scaffold* deve fornecer suporte adequado para a ancoragem e proliferação inicial das células bem como a organização das mesmas em estruturas semelhantes ao tecido que se pretende criar. Assim a geração de osso requer a diferenciação de osteoblastos, mas ao mesmo tempo a adesão de fibroblastos [34]. Um requisito importante a ter em conta é a escolha do biomaterial para a construção da matriz, usando-se sobretudo polímeros naturais e sintéticos biodegradáveis.

Ultimamente processos de impressão tridimensionais são aplicados à engenharia de tecidos através do desenvolvimento de sistemas computacionais para projectar *scaffolds*. *Scaffolds* tridimensionais ideais devem ser altamente porosos com uma rede bem conectada de poros com tamanho adequado pois a arquitectura estrutural pode influenciar tanto as propriedades mecânicas e o comportamento celular [35].

Tecidos naturais como o osso são normalmente estruturas porosas variáveis e neste sentido é importante combinar resistência mecânica e rigidez entre a arquitectura porosa do *scaffold* e a estrutura do tecido alvo [36]. Uma equipa de investigadores desenvolveu com sucesso *scaffolds* de osso esponjoso mandibular humano e um segmento de osso fémoral, ambos funcionais. Através destes modelos foi possível obter relações entre certas propriedades mecânicas e a porosidade de *scaffolds* impressos em 3D [35].

O fabrico aditivo permite a criação de produtos de uma forma simples e económica e por vezes personalizada como dispositivos biomédicos implantáveis. As aplicações são inúmeras e podem contribuir para o desenvolvimento da engenharia de tecidos e da medicina regenerativa no desenvolvimento de modelos camada por camada mais vantajosos nalgumas aplicações [8]. O facto da criação ser iniciada em ambiente virtual (software CAD) exclui o uso de outras ferramentas, diminui os erros associados ao fabrico bem como o desperdício de material, e permite modificar e simular o comportamento do modelo antes do fabrico, o que otimiza todo o processo.

Apesar das muitas vantagens e das diferentes abordagens do uso desta tecnologia, há ainda muitas dificuldades em controlar a qualidade superficial e a microestrutura das camadas que ameaçam a combinação de propriedades mecânicas para aplicação estrutural. Para além da pouca variedade de matéria prima que pode ser utilizada, as estruturas bio-inspiradas geralmente são híbridas (combinam materiais diferentes), algo que pode ser difícil de construir usando apenas uma única técnica de fabrico [21].

A impressão 3D e a engenharia de tecidos são conceitos cada vez mais difíceis de separar e uma consequência é o surgimento de novos campos na impressão de materiais biológicos, mais conhecido como *bioprinting*, e a introdução de novos conceitos como “impressão de órgãos” [35]. *Scaffolds* para regeneração óssea podem ser produzidos através de SLS (sinterização selectiva a laser) de policaprolactona e compósitos de hidroxiapatita [8]. Outros estudos mostram ser possível imprimir *scaffolds* de fosfato de cálcio para serem utilizados como substitutos ósseos sintéticos, que mostraram ser dignos

de reparar defeitos no tecido ósseo por cumprirem com as exigências mecânicas e serem biodegradáveis e osteocondutivos (biocompatibilidade aliada à proliferação celular) [37].

Uma das dificuldades encontradas no desenvolvimento deste tipo de implantes reside em alcançar as propriedades mecânicas desejadas de forma a cumprir os requisitos funcionais. O desafio aumenta quando se pretende criar implantes com arquiteturas porosas de forma intencional.

2.3 Os Implantes Atuais

2.3.1 Materiais

2.3.1.1 Biomateriais Metálicos

No século XVIII, os materiais metálicos utilizados em implantes cirúrgicos eram fundamentalmente o ouro e a prata. Após a invenção do aço inoxidável no século XIX os implantes metálicos têm sido desenvolvidos e amplamente utilizados em aplicações biomédicas. Têm sido usados com algum sucesso na fixação de fraturas e na substituição de articulações ao longo do tempo, compreendendo 44% de todos os dispositivos médicos. As complicações aumentam com o número de materiais variados presentes no implante pois quanto menor for o número de interfaces, menor é a probabilidade de fricção e possível libertação de partículas. Também o tipo de metal, o seu modo de fabrico, a sua composição e condições de processamento são factores que podem influenciar a interação implante-osso e determinar a taxa de sucesso destes dispositivos [39]. Durante as décadas de 1960 e 1970, uma primeira geração de materiais metálicos foi desenvolvida para o fabrico de implantes e ao longo do tempo o conceito de bioinércia passou para o de bioactividade aumentando os caminhos possíveis na realização do projecto biomecânico.

Os implantes metálicos devem ser leves e resistentes a factores externos e internos, principalmente quando são usados em locais de suporte de carga, como na fixação interna de fracturas ósseas. Durante o processo de desenvolvimento é necessário proceder à modelação por elementos finitos que permite analisar virtualmente e simular comportamentos através da quantificação de variáveis físicas como tensões, deformações e deslocamentos [27].

O titânio e as suas ligas são os implantes metálicos mais utilizados em aplicações ortopédicas devido à sua boa compatibilidade com os tecidos vivos [38]. No entanto, na maioria dos casos, as propriedades bioativas só são ativadas quando são realizados tratamentos superficiais que podem alterar a sua micro-estrutura e composição química. Hoje em dia Ti puro e Ti-6Al-4V são os mais usados, graças à sua abundância, baixa densidade e resistência à corrosão. Como a rigidez do titânio puro não é suficiente para substituir tecido duro e porque o vanádio (V) é um elemento estrutural com propriedades tóxicas [40], outras ligas de titânio não tóxicas, foram desenvolvidas para integrarem dispositivos biomédicos, como por exemplo o Ti-6Al-7Nb e o Ti-5Al-2.5Fe e Ti-13Nb-13Zn [41,42]. Esta última irá ser discutida em capítulos posteriores.

O tântalo é um outro metal biocompatível descoberto em 1802 que, devido à sua alta resistência à corrosão tem sido bastante utilizado em aplicações biomédicas nos últimos 40 anos, podendo ser usado na forma sólida ou porosa. Na sua forma sólida é muito mais rígido que o osso ($E=186$ GPa) mas na sua forma porosa, de forma a constituir uma estrutura trabecular (por isso denominado metal trabecular), apresenta propriedades mecânicas semelhantes ao osso, com o módulo de elasticidade a situar-se entre 1 e 16 GPa, tendo a sua principal aplicação na área de implantes ortopédicos [45]. A porosidade revela-se assim uma característica bastante interessante no que diz respeito ao futuro das estruturas de materiais para o fabrico de implantes. A diferença entre o tântalo poroso e os

demais materiais porosos é que ele apresenta uniformidade e continuidade estrutural, boa resistência e baixa dureza [46].

Em geral, a rigidez dos biomateriais metálicos sólidos é muito maior que a rigidez do osso, como é possível comparar pela figura 8. Verifica-se também que o módulo de elasticidade do titânio é mais baixo face ao dos outros metais, o que mostra ser uma grande vantagem entre os restantes materiais metálicos maciços. A carga que é transferida ao osso está relacionada com a rigidez relativa entre o osso e o implante. Se a rigidez relativa for muito grande, o implante suporta mais carga que o osso, verificando-se a situação inversa para valores mais baixos de rigidez relativa. Este fenómeno é designado de *stress shielding*. O facto de o implante suportar a maior parte da carga funciona como um mecanismo de proteção (*shielding*) para o tecido ósseo.

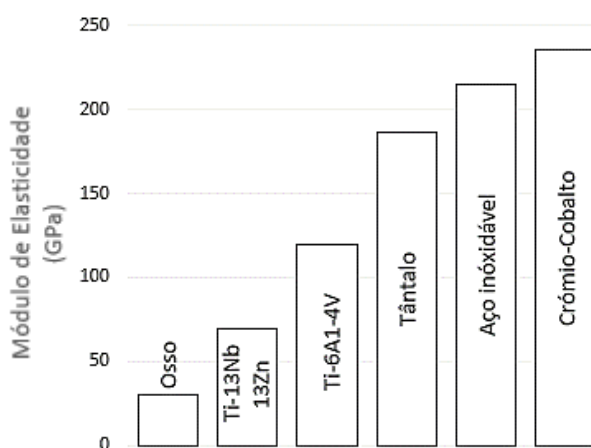


Figura 8 - Módulo de elasticidade do osso, Ti-13Nb-13Zn, Ti-6Al-4V, tântalo, aço inoxidável e crômio-cobalto. Adaptado [39]

A estabilidade a longo prazo encontra-se intimamente relacionada com a integração do implante ao osso (osseointegração). A interação entre as células do tecido ósseo e as superfícies dos implantes tem sido bastante investigada. Estudos realizados permitiram afirmar que a osseointegração é menor na superfície de ligas de cobalto, e tecido osteoide foi observado mais frequentemente na liga de cobalto do que na superfície da liga de titânio [43]. Foi também observada a libertação de grandes quantidades de iões metálicos em ligas de cobalto que podem originar reações de hipersensibilidade e concluiu-se que o titânio poroso com diferentes tratamentos superficiais mostrou excelente capacidade de induzir a formação de apatita (variante da hidroxiapatita, mineral constituinte do tecido ósseo) e, portanto, boa bioactividade *in vitro* [27]. Para além disso as ligas de titânio, são mais resistentes à corrosão quando comparadas com as de crômio-cobalto e com o aço inoxidável [39].

No gráfico da figura 8, o osso aparece mencionado de forma simbólica e generalizada. Uma análise da literatura permitiu obter outro gráfico mais detalhado com o módulo de elasticidade de diferentes tipos de ossos, Fig 9. Este gráfico de barras foi feito com a média dos valores do módulo de elasticidade obtido de cada tipo de osso através de diferentes métodos experimentais e as barras de erro são referentes ao desvio padrão do conjunto desses mesmos valores.

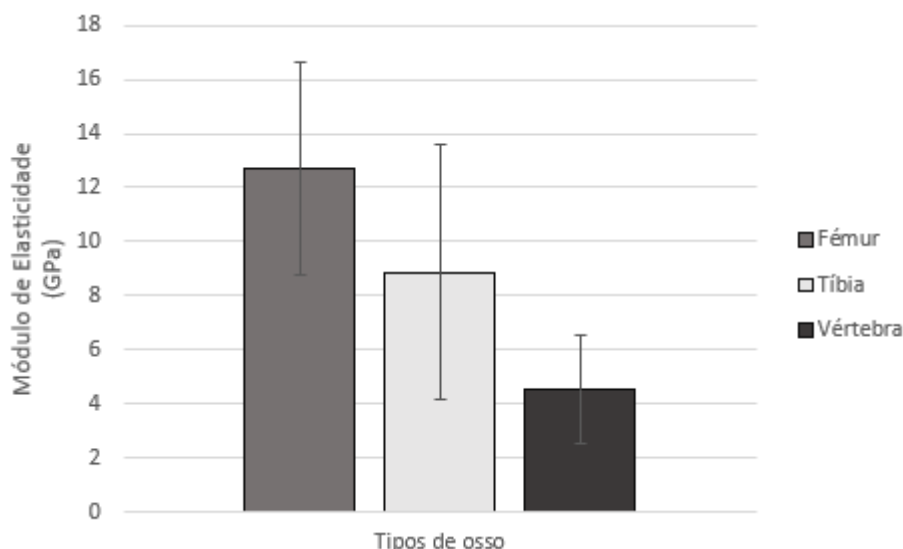


Figura 9 - Módulo de elasticidade do osso esponjoso em diferentes localizações anatômicas, adaptado [61].

2.3.1.2 Biomateriais Cerâmicos

Por volta do século XIX, quando Dreesman relatou o gesso como um possível substituto para o osso, começou-se a olhar para as cerâmicas como um biomaterial. As cerâmicas incluem materiais argilosos, cimento e vidro que apresentam alta resistência à compressão e a altas temperaturas face aos metais e os polímeros. Os materiais biocerâmicos são cerâmicas que foram projectadas para serem utilizadas no fabrico de implantes cirúrgicos como por exemplo implantes e órgãos artificiais. Estes materiais são os que melhor favorecem a osteointegração e os mais parecidos com a componente mineral do osso. As suas características mecânicas, não permitem suportar grandes cargas. Assim estes materiais estão a ser investigados sobretudo para o fabrico de enchimentos ósseos, cimentos e obtenção de componentes minerais e nanoestruturas semelhantes aos tecidos duros [47]. Para além de permitirem a obtenção de estruturas controladas que influenciam a biointegração dos dispositivos, as biocerâmicas também permitem o controlo da condutividade térmica e elétricas, bem como semelhanças em relação ao osso no que diz respeito à coloração, módulo de elasticidade e densidade [48].

Os materiais cerâmicos mais utilizados na cirurgia ortopédica, no revestimento e na integração de componentes são: o óxido de alumínio, a zircónia e a hidroxiapatita. A hidroxiapatita adere e circunda rapidamente o tecido ósseo graças à sua solubilidade, estimulando-o e substituindo-o gradualmente. Contudo a sua baixa resistência mecânica apenas permite carregamentos de baixa intensidade [49]. Os valores relativos às propriedades mecânicas do fosfato de cálcio presentes na literatura variam de 120 a 917 MPa, (0,12 a 0,917 GPa) para a resistência à compressão. Esta ampla faixa de valores deve-se sobretudo à composição química e ao tamanho das partículas [72].

2.3.1.3 Biomateriais Poliméricos

Os polímeros são materiais constituídos por cadeias de macromoléculas orgânicas de origem sintética ou natural, que têm como base átomos de carbono na sua constituição. As unidades estruturais que compõem essas cadeias são denominadas de “meros”, e muitos “meros” formam um “poli-mero”, resultando o termo “polímero”. Assim os polímeros podem ser classificados como sintéticos, como por exemplo o PMMA e o polietileno ou naturais, como o poliuretano (PU), o ácido poliglicólico (PGA), o ácido polilático (PLA), o ácido polihidroxibutirato (PHB) e a policaprolactona (PCL). Estes últimos visam sobretudo a reparação do tecido biológico, são de fácil síntese e apresentam superfície hidrofóbica, característica que permite a sua utilização no fabrico de *scaffolds* [55].

Os polímeros podem ser classificados consoante o seu comportamento quando sujeitos ao efeito da temperatura. Os mesmos podem ser classificados em termoplásticos, termorrígidos e elastómeros ou borrachas. Os termoplásticos são aqueles que se fundem e solidificam com o aumento ou diminuição da temperatura, respectivamente. Os termorrígidos não podem assumir outro formato depois de se moldarem e os elastómeros são formados a partir da cura do látex e são caracterizados por serem bastante flexíveis e adotarem um comportamento elástico que permite atingir a rutura apenas com grandes valores de deformação [50].

Na metade da década de 1940, os polímeros começaram a ser introduzidos na medicina e mais tarde em aplicações biomédicas com o uso de polietileno, (PE), PU, politetrafluoretileno (PTFE), poliacetato (PA), polimetilmetacrilato (PMMA), polietilenotereftalato (PET), borracha de silicone (SR), e polisulfona (PS). Contudo, os polímeros mais utilizados na ortopedia são o polietileno, mais especificamente o polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE) e o PMMA como cimento ósseo. O UHMWPE é muito utilizado no fabrico de implantes em conjunto com ligas metálicas e apesar da sua alta taxa de desgaste, proporciona um bom amortecimento de carga.

Estes materiais podem sofrer degradação quando expostos a fatores adversos no ambiente biológico, que pode alterar a sua estrutura e propriedades comprometendo o desempenho dos dispositivos. Assim, em muitos casos, são projectados polímeros para se biodegradarem. O ideal seria um material capaz de substituir temporariamente tecido danificado enquanto o processo natural de reparação óssea estivesse a ser promovido, um material que para além de ser biodegradável estimularia a regeneração óssea a um ritmo compatível que permitisse a substituição progressiva por novo tecido [51].

2.3.1.4 Biomateriais Compósitos

Apesar dos compósitos serem considerados materiais relativamente recentes, os mesmos já tinham sido abordados pelos egípcios por volta de 1500 a.C na construção de paredes de barro com a adição de rebentos de bambu [52]. Os materiais compósitos são obtidos pela combinação de dois ou mais materiais de modo a aproveitar as características desejadas de cada um. Alguns autores defendem que um material pode ser considerado compósito se for constituído por diferentes grupos atômicos ou se apresentar mais do que um elemento químico com interfaces distintas. As diferentes entidades a atuar em conjunto faz com que as propriedades do compósito sejam superiores às dos constituintes individuais [46]. Estes tipos de materiais são formados por pelo menos uma fase descontínua fixa no interior de uma fase contínua. A fase descontínua, ou material de reforço, é normalmente mais rígida e mais resistente que a fase contínua, também designada de aglomerante ou matriz. A matriz pode ser de natureza polimérica, metálica ou cerâmica enquanto que o reforço, responsável pelas propriedades mecânicas, é constituído por fibras (de carbono, vidro ou aramida), ou nanopartículas [53].

Para serem utilizados como biomateriais, cada componente do material compósito deve ser biocompatível para evitar a degradação entre as interfaces dos seus constituintes.

Apesar das incertezas e limitações em relação ao tempo útil de duração e na possível degradação sobre diversos estados de tensão, deseja-se combinar a elevada resistência e rigidez ao desenvolver estes materiais. Os polímeros reforçados com fibra, são os compósitos que melhor respondem às propriedades desejadas e são, por isso, utilizados em dispositivos para aplicações ortopédicas.

Novas áreas da engenharia dedicam-se ao desenvolvimento de compósitos na escala nanométrica, designados de nanocompósitos que são uma nova classe de materiais poliméricos com quantidades pequenas de nanopartículas na sua constituição que têm sido amplamente estudados para incorporarem implantes com características singulares.

2.3.2 Revestimentos

A superfície do material desempenha um papel extremamente importante na resposta do ambiente biológico aos dispositivos médicos, fazendo com que alguns implantes não cimentados sejam revestidos. A modificação superficial é o processo de alterar as características superficiais de um material para outras mais adequadas, sendo que muitos métodos têm sido examinados para o revestimento de biomateriais com uma variedade de polímeros ou compostos biologicamente activos [39].

Muitos dispositivos médicos são constituídos sobretudo por materiais metálicos cujas características superficiais podem não ser as melhores para o uso pretendido. Características como, compatibilidade, molhabilidade (depende da energia associada ao substrato), lubricidade e boa adesão são exemplos de algumas características desejadas que se pretendem alcançar. É difícil atingir estas características ao aplicar directamente revestimentos em superfícies devido às dissimilaridades entre materiais. Neste sentido polímeros sintéticos com funcionalidades do ácido carboxílico e derivados de silano têm sido desenvolvidos a fim de se conseguir interações entre substratos metálicos. Também misturas de polímeros têm tido grande foco no campo da ciência de polímeros e na engenharia.

Os métodos de aplicação do reagente modificador podem ser classificados como sendo de um passo ou de dois passos, dependendo do número de etapas de processamento necessárias na modificação do dispositivo. No método de um passo, o fotoreagente purificado é aplicado ao dispositivo seguido de iluminação com luz de comprimento de onda adequado para ativar o processo de fotoacoplamento. Por outro lado, no método de dois passos, o substrato é tratado com o fotoreagente, iluminado e finalmente a molécula de interesse é acoplada à superfície reativa usando técnicas convencionais de acoplamento utilizadas no campo da química orgânica.

A abordagem de um passo apresenta mais vantagens face á de dois passos uma vez que permite uma redução no número de etapas ao longo do processo e torna-se mais eficiente pois menos reagente é desperdiçado. Alguns problemas podem surgir ao usar técnicas convencionais de pulverização e imersão, especialmente para geometrias complexas, o que pode diminuir a durabilidade e provocar um revestimento irregular, limitando assim a eficácia do dispositivo médico. Também uma boa limpeza da superfície a ser modificada de forma a que a mesma fique livre de contaminantes assegura o acoplamento do fotoreagente e pode também contribuir para o sucesso dos processos de revestimento.

Dentro destas abordagens existem vários métodos utilizados na modificação superficial, dos quais se destacam o jateamento, tratamento alcalino, e a oxidação anódica. Estas modificações só fazem sentido em implantes não cimentados, do tipo press fit, no qual o substrato do implante entra em contacto directo com o tecido ósseo.

Estes revestimentos são colocados em biomaterias para dispositivos biomédicos, alguns de natureza metálica e não bioativa, como o titânio e as suas ligas. A biocompatibilidade do titânio é devida a uma camada de óxido regenerativa muito fina que

se forma naturalmente na sua superfície quando o mesmo está em contacto com o oxigénio á temperatura ambiente [44].

Em implantes de titânio, os processos de fabricação geralmente levam á criação de uma camada superficial oxidada que é frequentemente contaminada, plasticamente deformada e não uniforme. A fundição, conformação mecânica e a metalurgia em pó são alguns exemplos desses processos. Essas superfícies nativas não são apropriadas para aplicações biomédicas e um tratamento de superfície deve ser realizado. Outro motivo importante para a realização de modificação da superfície do titânio para dispositivos médicos é que as propriedades da superfície muitas vezes devem ser diferentes daquelas pertencentes ao corpo do implante. A fim de se realizar uma boa integração biológica é necessário ter uma boa conformabilidade com o osso. Existem vários métodos para criar o titânio bioactivo: recobrimento com hidroxiapatita por plasma de *spray*; crescimento de filme de titânio de sódio por tratamento alcalino seguido de tratamento térmico; deposição de filmes anódicos de óxido de titânio; aumento da rugosidade por jateamento abrasivo e recobrimentos de TiO₂ por aspersão térmica. Nas últimas duas décadas, a utilização de implantes de titânio puro revestidos com hidroxiapatita têm tido os melhores resultados, sendo esta considerada a combinação ideal ao possuir um grande potencial de osseointegração [54].

2.3.3 Fixação

No que diz respeito á fixação de implantes pode-se considerar dois tipos: cimentado e não cimentado (do tipo *press-fit*) existindo também híbridos que juntam os dois tipos de fixação. Os implantes cimentados dependem da ligação mecânica do cimento, enquanto que a fixação de próteses não cimentadas depende da ligação biológica e mecânica. O cimento penetra no osso esponjoso permitindo a fixação imediata do implante e aumenta a área de transferência de carga, reduzindo as tensões nas trabéculas. O cimento mais utilizado é o PMMA (Polimetilmetacrilato) pois apresenta boa resistência e biocompatibilidade, contudo trata-se do elemento mais frágil da interface. Quando as tensões atingem localmente níveis superiores ao limite do cimento, a separação do osso do implante pode ocorrer. Neste caso, ocorre a iniciação e formação de fendas no cimento, cujo tamanho aumenta gradualmente devido á natureza dinâmica das cargas, provocando numa fase mais tardia, luxações e desprendimentos, que levam ao deslocamento do dispositivo. Quando tal acontece torna-se necessário retirar o implante e consequentemente, uma grande parte do osso é também retirada.

Por outro lado, nos implantes *press-fit* a fixação deve-se sobretudo á pressão existente no contacto entre o implante e o osso e não existe cimento de ligação. O sucesso destes implantes é determinado pelo êxito da osseointegração e pela qualidade do revestimento superficial. Caso não ocorra osseointegração pode ocorrer micromovimentos na interface e a formação de uma membrana fibrosa que pode iniciar a luxação e desprendimento do dispositivo implantado. Tudo isto faz com que a resistência do implante com este tipo de fixação seja expectavelmente menor.

No caso da fixação híbrida, a combinação das características permite agrupar as vantagens dos dois tipos de fixação minimizando os riscos e possíveis insucessos associados á colocação de implantes, nomeadamente perda óssea e deslocamento do dispositivo.

2.4 O osso

Como o principal objectivo deste projecto é o desenvolvimento de um conceito de implante para ser aplicado no osso, é necessária, numa primeira fase, a compreensão da estrutura, da dinâmica e da mecânica deste tecido biológico.

Os ossos contribuem para o suporte, estrutura, forma, armazenamento de minerais, proteção dos órgãos vitais, e também permitem o movimento e a locomoção ao servirem de alavanca para os músculos. O tecido ósseo é um tecido multifuncional, metabolicamente muito ativo e constituído por uma população heterogénea de células em diferentes estágios de diferenciação celular que permitem o seu processo contínuo de renovação e remodelação. É assim um tecido formado por uma matriz óssea e células especializadas. Apesar destas características comuns a todo o tipo de ossos, dependendo do seu tamanho e formato, os mesmos podem ser classificados como curtos, longos, planos, sesamoides ou irregulares.

Trata-se de um tecido formado por uma parte interior menos densa e esponjosa, denominada por osso trabecular, e uma camada exterior mais densa e rígida denominada de osso cortical, revestida por tecido fibroso, o perióstio. Alguns ossos têm ainda um espaço interno central envolvido pelo endóstio, a medula, e apresentam nas suas extremidades um tecido elástico e flexível que reveste as articulações, denominado de cartilagem que diminui o desgaste da fricção que resulta do movimento.

O osso é um tecido duro e tenaz (capaz de absorver os choques) bastante resistente á compressão axial, que apresenta um certo grau de flexibilidade, contudo, apesar das suas boas propriedades, a ultrapassagem do seu limite de plasticidade e a redução da sua resistência resultante de possível perda óssea pode provocar fraturas, ou microfraturas, quando existe fadiga devido a danos continuados.

A nível histológico este tecido pode ser classificado como primário ou imaturo, com disposição irregular e secundário ou lamelar quando a base estrutural é o osteão ou sistema harvesiano, com função de organizar as fibras de colagénio em lamelas. O tecido primário é considerado um material provisório que será depois substituído [64]. A nível macroscópico o osso pode ser cortical/lamelar ou esponjoso/trabecular. O osso cortical representa 80% da massa óssea, a sua espessura depende da exigência mecânica a que o mesmo está sujeito e é resistente a cargas de flexão e torção. O osso esponjoso representa cerca de 20% da massa total e é formado por trabéculas interligadas em forma de haste ou placas projectadas para resistir a cargas de carácter compressivo.

Quando sujeitos á compressão, estudos realizados mostram que a tensão de rutura do osso cortical é mais elevada que a do osso trabecular, contudo o osso cortical não consegue resistir a grandes deformações, ao contrário do osso trabecular. De modo a exemplificar, está presente na figura 10 uma representação esquemática.

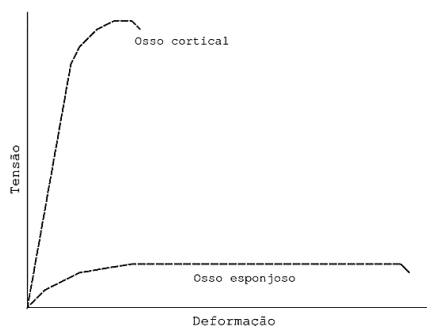


Figura 10 - Esquematização simplificada do comportamento mecânico do osso cortical e do osso esponjoso, adaptado [73]

2.4.1 A Estrutura e Dinâmica do Tecido Ósseo

Os ossos são estruturas plásticas, dinâmicas e otimizadas que ao longo de toda a sua vida estão em constante remodelação. A estrutura óssea é caracterizada por uma matriz extracelular, comumente designada como matriz óssea. Essa matriz é constituída por 35% de uma componente orgânica e 65% de uma componente inorgânica, que fazem do osso um material não homogêneo [61]. A componente inorgânica ou mineral é constituída essencialmente por cálcio e fósforo que ao cristalizarem formam o fosfato de cálcio, isto é, hidroxiapatita, conferindo dureza e rigidez ao osso. A componente orgânica confere resistência graças à flexibilidade e elasticidade das fibras de colagénio. É a combinação destas duas componentes, da fase mineral e da fase orgânica que confere ao tecido ósseo propriedades únicas que o tornam resistente às solicitações mecânicas.

Na matriz óssea encontram-se presentes diferentes tipos de células, nomeadamente os osteoblastos, os osteócitos, os osteoclastos e ainda as células osteogénicas que são células indiferenciadas que em caso de necessidade se podem tornar osteoblastos.

Os osteoblastos são células de formato quase cúbico e metabolicamente ativas que participam na mineralização e formação da matriz óssea, construindo osso novo. São, portanto, as células responsáveis pela osteogénese. Alguns osteoblastos morrem por apoptose (morte celular programada) ou ficam retidos dentro da matriz óssea para se transformarem em osteócitos.

Os osteócitos, para além de serem osteoblastos amadurecidos ao encontrarem-se em lacunas no interior da matriz, guardam a chave da mecanotransdução por serem sensíveis a estímulos mecânicos e conseguem captar as alterações do meio e do fluido extracelular regulando os mecanismos de regeneração e, localmente, a adaptação óssea. A mecanotransdução é o processo responsável por ativar a remodelação ao converter um sinal de natureza mecânica numa resposta celular de natureza bioquímica. Cargas e outros estímulos podem provocar deformações na matriz causando diferenças de pressão no fluido extracelular que irão ser depois captadas por estas células [60]. A deformação mecânica do tecido ósseo produz fluxo do fluido na matriz extracelular óssea (MEC) que exerce uma força de arrasto e tangencial na matriz orgânica pericelular (PEM). Tal desencadeia processos de modelação e remodelação óssea por parte dos osteócitos [74], Fig 11.

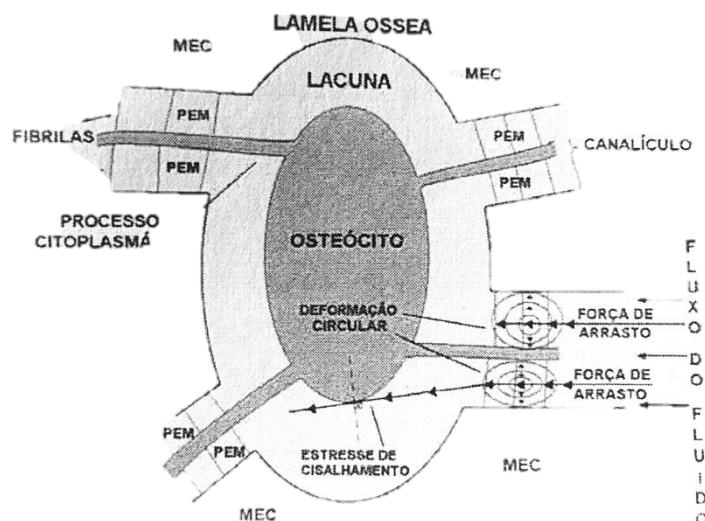


Figura 11 - Esquematização do movimento do fluido aquando de uma deformação mecânica do tecido ósseo, adaptado [74]

Os osteoclastos são células com um tamanho relativamente grande responsáveis pela desmineralização da matriz óssea. Estes realizam a reabsorção óssea que é a segunda etapa do ciclo de remodelação. Durante o processo de reabsorção, o osteoclasto converte o CO_2 e H_2O presentes no seu interior em moléculas de hidrogénio e bicarbonato. São os iões de hidrogénio os responsáveis pela acidificação do local de reabsorção que dissolve a hidroxiapatita, substância mineral dos ossos que, por sua vez, liberta iões de cálcio e fósforo, que em conjunto com a libertação de enzimas, degradam completamente a fase orgânica da matriz onde o micro-ambiente favorável para o efeito foi criado.

Os estímulos mecânicos influenciam os metabolismos que desencadeiam processos de modelação e remodelação óssea. Modelação, é a formação de tecido onde necessário, sem que tenha ocorrido reabsorção prévia, existindo, conseqüentemente, o aumento de massa óssea. Remodelação é o processo pelo qual é eliminada uma área que será substituída por outra, compreendendo sempre um processo de reabsorção osteoclástica antes de qualquer etapa de formação osteoblástica, permitindo a conservação de massa. Antes do osso ser totalmente reparado, certos factores de crescimento e hormonas sistémicas, transformam este processo aparentemente simples num processo bastante complexo.

Para além das fases de reabsorção e formação, o ciclo de remodelação é constituído sobretudo por quatro fases. A primeira fase corresponde ao reconhecimento da área pelos osteócitos (ativação). A segunda fase é a reabsorção, já descrita em parágrafos anteriores. Quando a cavidade atinge certa profundidade ocorre a terceira fase ou inversão. Nesta fase surge uma linha cimetante que previne a erosão óssea adicional. Posteriormente os osteoblastos preenchem a cavidade com osso novo (formação) e por fim, tal como no início do ciclo, o último estágio é da responsabilidade dos osteócitos (terminus) [60].

Estes mecanismos desencadeados pelas células presentes na matriz óssea e a capacidade do osso se adaptar às mudanças, traduzida pela lei de Wolff, e de se autorreparar, comprovam a grande dinâmica deste tecido.

2.4.2 O Osso Esponjoso e o seu Comportamento ao Longo da Vida

Como já mencionado em tópicos anteriores, o osso esponjoso ou trabecular é uma estrutura celular natural e como tal merece especial atenção. Em pacientes idosos com osteoporose, a massa óssea tende a diminuir com o tempo, de tal forma que as fraturas podem ocorrer sob cargas que, em pessoas saudáveis, seriam consideradas normais. Tais fraturas são devidas em parte a uma redução na quantidade de osso esponjoso nessas áreas [59]. Com a idade, as trabéculas tornam-se progressivamente mais finas e mais espaçadas, diminuindo a densidade da estrutura, fragilizando-a [62]. Depois dos trinta anos, a maioria das pessoas sofre uma perda progressiva de massa óssea causada pela diminuição relativa da actividade dos osteoblastos em relação à dos osteoclastos. A perda de massa óssea leva à osteoporose que afeta maioritariamente as mulheres na menopausa graças à queda dos níveis de estrogénio que auxilia a fixação do cálcio.

Uma compreensão desta estrutura e das suas propriedades permite o design de implantes e próteses com características semelhantes ao osso original. A arquitectura porosa deste osso varia consoante a sua localização no corpo. O mesmo pode variar em volume e densidade graças à diversidade do número de trabéculas, da espessura e da distância entre elas (fig.12). Apesar de existirem diferentes formas e tamanhos, a trabécula ideal teria 600µm de raio, cerca de 50µm de espessura e 1mm de comprimento [61].

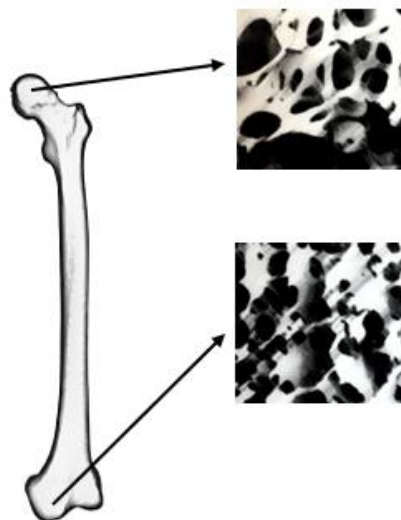


Figura 12 - Estrutura porosa do osso esponjoso na cabeça femoral (cima) e no côndilo femoral (baixo), adaptado de [59]

As trabéculas encontram-se interconectadas formando uma rede tridimensional com espaços porosos. Estes espaços encontram-se preenchidos essencialmente com medula óssea, células e vasos sanguíneos [64]. Graças às pequenas dimensões das trabéculas a medição das propriedades mecânicas torna-se mais difícil.

O cálculo do módulo de elasticidade está dependente da sua densidade aparente/relativa, que varia entre 0.05 a 0.7, e a idade [59]. Em conjunto com as várias técnicas para determinar o módulo de elasticidade do osso esponjoso, o resultado é um intervalo de valores muito abrangente que varia entre os 0,76 a 20 GPa [61].

Pode -se dizer que o osso esponjoso é um material anisotrópico pois depende da direção da força, segundo Wolff, a anisotropia é desenvolvida como forma de adaptação às cargas impostas, é também assimétrico por apresentar comportamentos distintos à compressão e à tração [61] e heterogéneo. A heterogeneidade deste tipo de tecido leva a grandes variações nas propriedades mecânicas graças à arquitectura e disposição variada das trabéculas individuais. É graças a esta heterogeneidade que é possível encontrar diferentes propriedades numa mesma área de osso, sendo necessário o uso de expressões como propriedades aparentes ou propriedades de tecido para distinguir o comportamento mecânico ao nível de toda a amostra ou ao nível das trabéculas individuais, respectivamente [64]. Devido a esta característica, é necessário ter em conta certos factores como a idade e a localização anatómica quando se discutem as especificidades das propriedades mecânicas deste osso.

Ensaio de compressão e tração com correções de elementos finitos para irregularidades de amostras, testes virtuais em micro- CT, medidas ultra-sónicas, cálculos usando métodos de elementos finitos bidimensionais e tridimensionais e nanoidentação (técnica que consiste em penetrar o material de forma a determinar as suas propriedades plásticas e elásticas) são exemplos de algumas das técnicas utilizadas [61].

Os ensaios de compressão são os mais frequentemente utilizados para determinar as propriedades mecânicas do osso pelo facto de esse ser o método de carregamento mais frequente sofrido pelo mesmo e o mais simples de realizar experimentalmente. Muitos testes são realizados com osso de ovelha que apresentam um comportamento similar ao

do osso humano. Através deste procedimento e com recurso à equação de Hooke é possível determinar então o módulo de elasticidade.

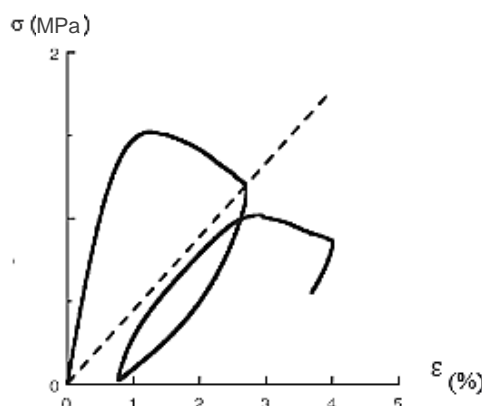


Figura 13 - Comportamento cíclico do osso vertebral trabecular pós tensão, adaptado de [64]

Quando o carregamento imposto ao osso ultrapassa o limite de elasticidade, o mesmo descarrega a tensão acumulada numa deformação residual sob tensão nula e recarrega com um módulo igual ao seu módulo inicial, mas desenvolve um mais reduzido, característico de um material danificado (figura 13). Para o osso vertebral humano, 3.0 % de deformação resultante de cargas compressivas, originam 1.05% de deformações residuais [64].

Com o envelhecimento é normal observar-se uma perda progressiva da densidade óssea. Até aos 20 anos a formação óssea progride até atingir um pico aproximadamente aos 35 anos. A partir daí a reabsorção óssea por parte dos osteoclastos aumenta e a formação depende também de fatores genéticos, alimentação equilibrada e a prática de actividades físicas. A perda de massa óssea designa-se por osteoporose que é uma doença que afecta sobretudo os idosos e as mulheres após a menopausa graças à queda dos níveis das hormonas de estrogénio que ajudam na fixação de cálcio nos ossos.

É a redução da espessura das trabéculas, o aumento da distância intertrabecular e a diminuição da presença das células que contribuem para a formação de tecido ósseo que fazem do osso potencialmente menos resistente, de menor qualidade e mais propenso a fraturas [75].

2.4.3 A Interface Implante-Osso

A interface entre o osso e o implante é um tópico inerente a alguns assuntos já acima mencionados. O implante é um corpo estranho inserido no interior do organismo e o seu contacto com o tecido ósseo gera interações físicas e químicas complexas [76].

A interface osso-implante é uma zona heterogénea que consiste em áreas mineralizadas, parcialmente mineralizadas e não mineralizadas. São as fibras de colagénio em conjunto com outras células que formam a sua base estrutural [77].

Com o contacto entre o implante e o tecido ósseo surge o conceito de ósseointegração, que implica a estabilidade e ausência de movimentos relativos entre ambos os corpos. Não existe uma descrição de interface única, uma ultraestrutura comum, devido à ampla variedade de condições experimentais e clínicas. As mesmas dependem

de características intrínsecas ao implante ou ao ser hospedeiro e também com o carregamento imposto [77].

Uma grande gama de modelos de implantes desde diferentes geometrias sólidas e macroporosas a modificações de superfície nas escalas micro e nano tem vindo a ser investigada ao longo dos anos, Fig 14.

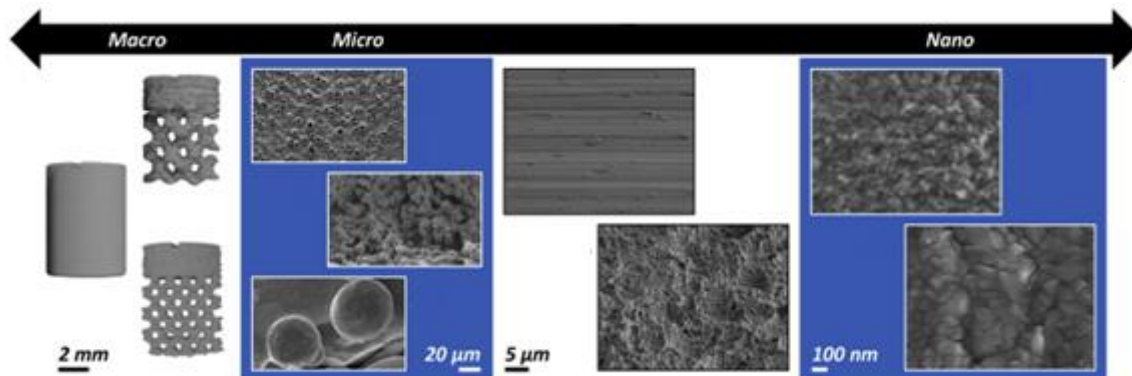


Figura 14 - Diferentes geometrias estruturais nas superfícies dos implantes, adaptado [77]

Os últimos anos testemunharam o surgimento de protocolos analíticos para diferentes locais de implementação do implante, adequados à natureza dos sistemas biológicos e contribuíram para uma melhor compreensão dos aspectos ultraestruturais da osseointegração [77].

A estabilidade do implante está relacionada com as propriedades da interface existentes entre o mesmo e o tecido ósseo. Numa fase primária, logo após a sua colocação, o osso ainda não regenerou e ainda não ocorreu osseointegração. O fenómeno de fricção entre ambas as superfícies ajuda no suporte da carga que ocorre na interface. Uma estabilidade primária deficiente pode levar a um excesso de micromovimentos que podem levar ao insucesso do implante e à sua deslocação [80].

Após o osso se adaptar ao implante e aos esforços mecânicos exigidos, num tipo de estabilidade secundária, e num processo de regeneração que pode levar vários meses, a presença de micromovimentos, movimentos de baixas amplitudes, podem ajudar na remodelação óssea, contudo, tecido fibroso pode ser gerado na vez de uma interface osseointegrada, isto, sobretudo, em implantes dentários [80].

2.4.3.1 Influência do Tamanho das Trabéculas na Osseointegração

A osseointegração consiste numa ligação estrutural e funcional entre o osso e o implante. Trata-se de uma falta de resposta tecidual negativa e não do resultado de uma resposta tecidual vantajosa. O conceito de implante osseointegrado refere-se a um implante sem movimento relativo entre as superfícies de contacto directo osso-implante.

É possível melhorar a osseointegração através de vários fatores, alguns deles estão relacionados com o implante, nomeadamente uma porosidade adequada. Pelo contrário, uma porosidade inapropriada pode inibir o crescimento do tecido ósseo possivelmente devido a uma vascularização deficiente. Por vezes efectua-se modificações nas superfícies metálicas dos implantes de forma a alterar as características para se tornarem mais favoráveis ao processo de osseointegração. Destas alterações fazem parte modificações no tamanho dos poros e na rugosidade [69].

No que diz respeito à rugosidade superficial, a osseointegração é favorecida através da adesão de plaquetas que aumentam a fixação dos osteoblastos, aumentando a área do implante ao redor do osso, favorecendo a estabilidade. Quanto à porosidade, um tamanho

acima dos 80 μm está associado a um aumento do crescimento ósseo. A estabilidade mecânica primária é um conceito que se encontra intimamente ligado ao sucesso do processo de osseointegração. Esta consiste na fixação rígida entre o implante e o tecido ósseo do hospedeiro com ausência de micromovimentos [69]. Estudos realizados também concluíram que implantes com tamanho médio de poros de 370 μm permitiram neoformação óssea no interior dos mesmos. Utilizaram para o estudo esta dimensão de poros tendo como base investigações prévias que relataram que poros pequenos exibindo apenas 45 μm ou grandes de 1000 μm conseguem promover o crescimento ósseo [70]. Outros estudos também demonstram que poros com diâmetro médio entre 181,1 μm e 483,2 μm apontam para o crescimento ósseo para o interior dos poros [71].

Num estudo realizado *in vivo* com implantes de titânio porosos impressos em SLM e com diferentes dimensões dos poros permitiu retirar algumas condições quanto á osseointegração.

Através do fabrico de implantes com dimensões de poros aproximadamente de 300 μm , 600 μm e 900 μm , com geometria não relevante, porosidade de 65%, e após a implementação intramedular e análise do comportamento dos mesmos foi possível concluir quanto á sua capacidade de fixação ao longo do tempo. Às quatro e oito semanas, todos os tipos de implantes exibiram uma capacidade de fixação notavelmente alta, sendo o implante com poros de 600 μm que mostrou maior facilidade de fixação ao osso. Além disso, após a implementação no osso esponjoso, o crescimento ósseo no interior do implante de dimensão de poro de 300 μm em quatro semanas foi significativamente menor do que o implante com dimensão de poros de 900 μm . No ensaio foram usados provetes cilíndricos de titânio de 12x12 mm e uma velocidade de 1mm /min. O método para o cálculo do módulo de Young foi o da linha *offset* a 0,2% e a compressão foi realizada numa máquina de modelo EHF-LV020K1-010, *Shimadzu Corporation* [78]. Na figura 15 está presente o gráfico de tensão- deformação dos implantes que foram estudados quando sujeitos á compressão e cujo módulo de Young do P300, P600 e P900 é de 557,4; 648,9 e 661,4 MPa, respectivamente [78].

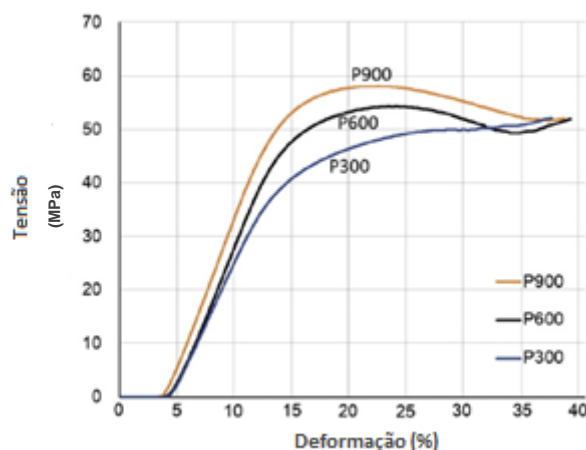


Figura 15 – Gráfico tensão-deformação dos três implantes estudados . P900(dimensão de poros de 900 μm), P600 (dimensão de poros de 600 μm), P300 (dimensão de poros de 300 μm), adaptado de [78].

Capítulo III

Comportamento Mecânico do Osso Esponjoso

3.1 Caracterização do Comportamento

O comportamento mecânico do osso esponjoso foi caracterizado através da realização de testes de compressão uniaxial em espumas de poliuretano rígido de células abertas de diferentes densidades. De forma a uma melhor compreensão do tipo de célula, é possível visualizar pelas figuras 16 e 17, células abertas e fechadas, respectivamente. As espumas foram adquiridas em blocos pelo fabricante *Sawbones* [79] e posteriormente maquinadas em provetes cilíndricos com 40 mm de diâmetro e 40 mm de altura, Fig 18. Estas dimensões foram determinadas tendo em conta o número de provetes necessários, o material disponível, e o espaço para a ferramenta de fabrico no sentido de se encontrar um equilíbrio entre otimização, boa exequibilidade e a consequente veracidade dos resultados obtidos. Escolheu-se três densidades de espumas, uma baixa, uma média e outra de alta densidade e fabricou-se três provetes de cada uma delas, perfazendo um total de 9 provetes e 9 ensaios. Estas espumas são normalmente usadas em testes de âmbito biomecânico e em demonstrações de implantes ortopédicos como um material alternativo ao osso esponjoso humano.

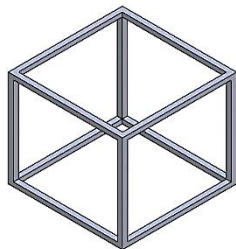


Figura 16 - Unidade estrutural de célula Aberta

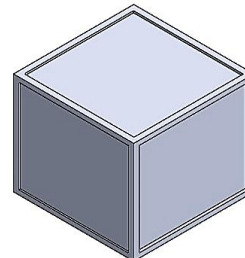


Figura 17 - Unidade estrutural de célula Fechada

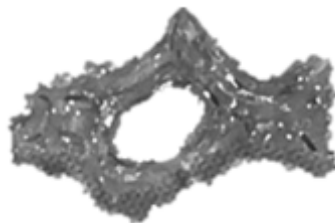


Figura 18 – Exemplo de unidade estrutural de célula aberta da *Sawbones*, *vista frontal*

É importante referir que mais ensaios foram realizados para além dos 9 mencionados, nomeadamente ensaios de teste com provetes iniciais de 15 mm de

diâmetro que vieram a revelar-se inadequados por enviesarem ao longo dos testes, inviabilizando os resultados, graças à sua pequena área de secção transversal.

Como não foi encontrada uma norma específica para ensaios de compressão neste tipo de espumas, alguns parâmetros relacionados com os ensaios e até mesmo com os provetes foram fundamentados tendo como base a norma ISO 844, "*Rigid Cellular Plastics-Determination of compression properties*" [65]. A velocidade de ensaio de 0,6 mm/s foi o resultado de um equilíbrio entre um tempo de compressão de aproximadamente um minuto e a altura do provete de 40 mm.

A máquina de ensaios utilizada para o efeito foi uma de ensaios universais Shimadzu de 10 KN e os testes foram realizados até ao fim, isto é, até a máquina parar automaticamente, normalmente quando a curva do gráfico apresenta um comportamento linear ascendente contínuo, até ao espécime/provete estar reduzido a aproximadamente 85% da altura original [65].

Os dados relativos às espumas utilizadas encontram-se representados na tabela 2.

As mesmas são caracterizadas pela sua densidade aparente, em unidades pcf (*pounds per cubic feet*).

Tabela 2 – Propriedades físicas das três densidades das espumas

Tipo (pcf)		Densidade (Kg/m ³)
Baixa	5.5	88,10
Média	7.5	120,14
Alta	12.5	200,23

Os cilindros foram maquinados a partir de blocos retangulares caracterizados por serem estruturas porosas aleatórias de carácter celular rígido, e posteriormente, aquando da realização dos ensaios, posicionados o mais concentricamente possível em relação às placas de compressão da máquina. Na figura 19 está representado um exemplar de cada densidade colocado na posição acima mencionada e preparado para o início dos testes de compressão uniaxial. Na figura 20 encontram-se esquematizadas as dimensões destes provetes.

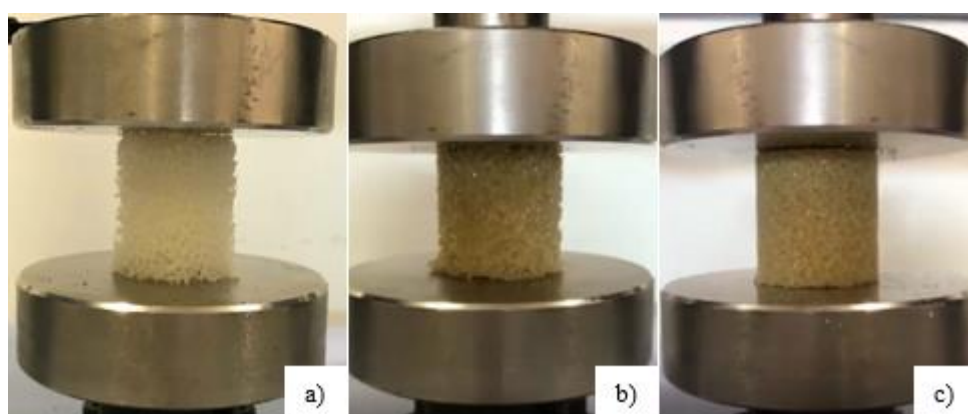


Figura 19 - a) espuma de baixa densidade, b) espuma de média densidade, c) espuma de alta densidade

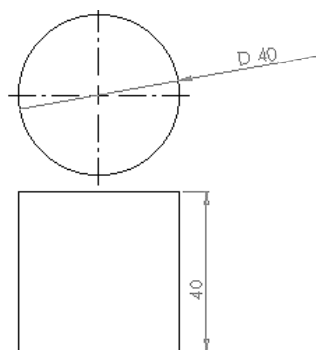


Figura 20- Esboço representativo das dimensões dos provetes, em *mm*

Ao longo do tempo foi registado o comportamento dos provetes e obteve-se o gráfico representado na figura 21, que foi o resultado do tratamento dos dados obtidos pelo *software* da máquina. As curvas representadas mais acima são referentes à densidade de 12.5pcf's, as que se encontram numa posição intermédia referem-se a uma densidade de 7.5 pcf's e as que se encontram mais próximas do eixo do deslocamento correspondem às de 5.5 pcf's.

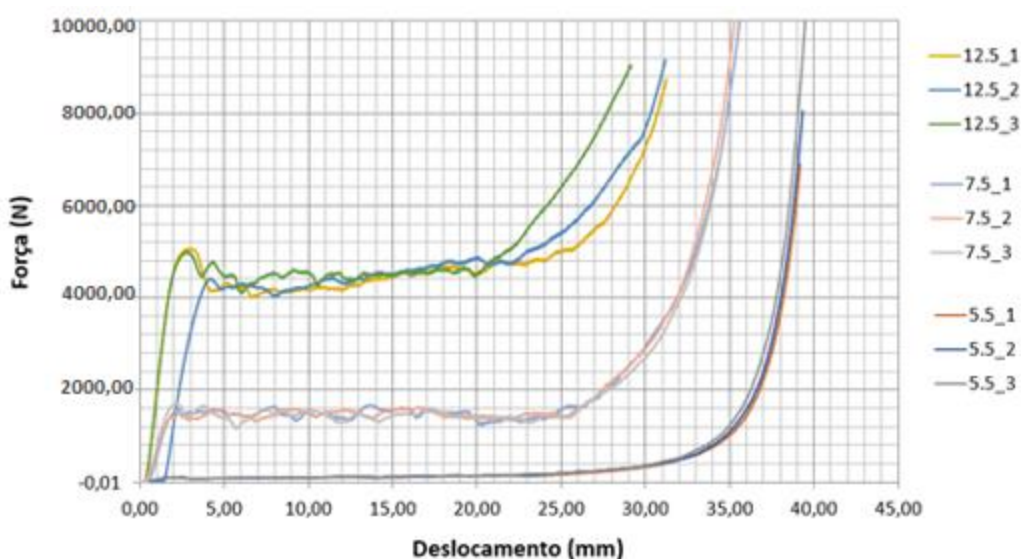


Figura 21 - Resultados obtidos dos ensaios de compressão realizados às três amostras das três densidades diferentes. (Gráfico Força-Deslocamento)

Através da visualização do gráfico é notória a diferença de densidades existentes entre as amostras e trata-se de um ponto de partida para o desenvolvimento do conceito de implante bio-inspirado com um comportamento à rigidez (resistência à deformação) semelhante ao do osso esponjoso.

É geralmente aceite que as propriedades mecânicas do osso trabecular estão relacionadas com a sua densidade [66], daí a importância do seu estudo.

Obteve-se ainda o gráfico tensão aparente-deformação, representado na figura 22. Este gráfico tem como base os valores do gráfico da figura 21 e as fórmulas 1 e 2 para o cálculo da deformação e da tensão aparente, respectivamente. Onde A, corresponde à área de secção transversal do provete e L, à altura do mesmo.

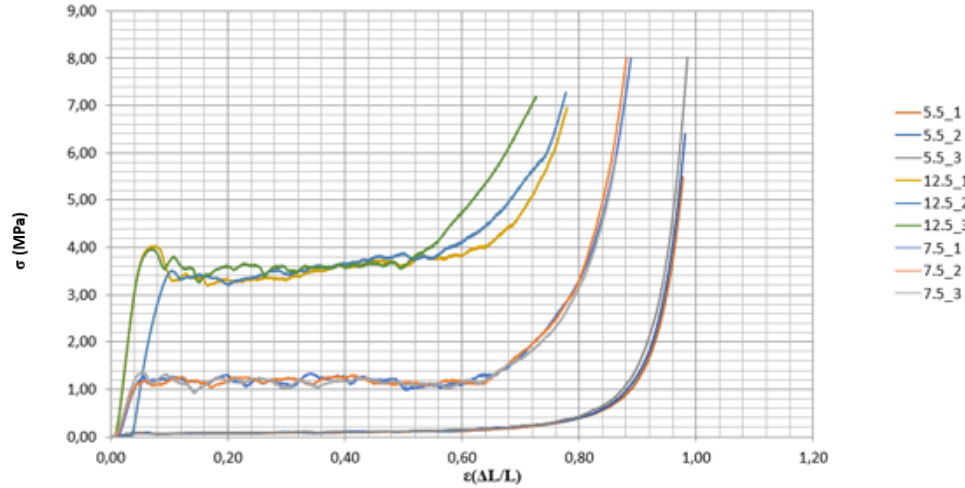


Figura 22 - Gráfico tensão aparente-deformação das espumas

$$\frac{\Delta L}{L} = \varepsilon \quad (1)$$

$$\frac{F}{A} = \sigma \quad (2)$$

Entende-se por espumas, matrizes tridimensionais de células que quando sujeitas a cargas de compressão apresentam um tipo de curva que é caracterizada essencialmente por três fases. A primeira fase é até o material atingir a tensão limite de elasticidade. Numa segunda fase, após o comportamento linear elástico, observa-se um patamar de cedência plástica onde a tensão se mantém praticamente constante para elevados valores de deformação. Esta característica faz dos materiais celulares bons candidatos em aplicações onde a absorção de energia é necessária. A deformação após as espumas atingirem o limite de elasticidade é irreversível e com a continuação da compressão dá-se o colapso das células, numa fase denominada de densificação [67].

Existem na literatura referências à análise de amostras de osso esponjoso biológico através de ensaios de compressão uniaxiais o que permitiu a observação e comparação de curvas de tensão-deformação. Embora a curva utilizada como referência, representada a vermelho no gráfico da figura 23, tenha sido obtida com condições de ensaio diferentes, outras dimensões de provetes e uma densidade aparente mais elevada que a espuma de densidade maior testada, é notória a semelhança existente no que diz respeito ao módulo de elasticidade (declive da zona elástica) e o início do comportamento plástico para valores de deformação semelhantes. Não foi possível retirar os pontos referentes à fase de densificação por motivos inerentes ao artigo em que a curva foi retirada.

Esta curva que se pode observar no gráfico com a respectiva legenda: "osso_24.97" sabe-se que foi obtida através da compressão de provetes cilíndricos 10x10mm cortados ainda congelados com origem na zona femoral proximal de um homem de 84 anos. Os provetes foram depois descongelados e desengordurados com metanol e clorofórmio. Após a extração da medula foram submersos em água destilada e mais tarde centrifugados e secos. A sua densidade aparente é de 0,4 g/cm³ (24.97 pcf) e a taxa de deformação é de 0.01mm/s [68].

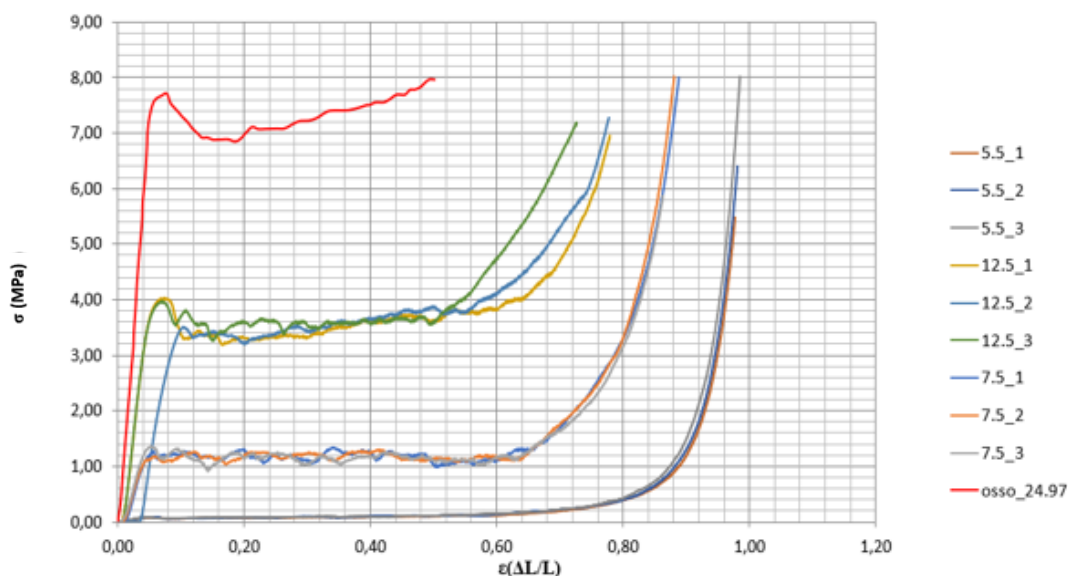


Figura 23 - Visualização de uma curva-tipo de osso biológico, representada a vermelho, adaptado de [68]

O facto de o osso ser um material viscoelástico faz com que o seu comportamento mecânico varie com a velocidade de aplicação da carga. As tensões dependem assim das taxas de deformação do material. Tudo isto resulta no facto de não ser possível uma comparação fiável graças às disparidades dos procedimentos entre os ensaios das espumas e o realizado em osso biológico, da literatura. É, no entanto, possível observar as similaridades do comportamento da curva tensão-deformação do osso em relação às espumas, viabilizando-as assim como um material tipo-osso.

Optou-se pela utilização da espuma de maior densidade, isto é, de 0.2g/cm³, correspondente de 12,5 pcf como material de referência para as simulações efectuadas no capítulo IV, com um módulo de Young/ módulo de elasticidade aparente superior. Os dados colocados em software encontram-se representados na tabela em anexo, Anexo I. Os pontos da tabela em anexo representam parte de uma curva da respectiva densidade que pode ser visualizada nos gráficos das figuras anteriores. Aquando da implementação do material em software foi necessário caracterizar a estrutura como um corpo sólido e homogéneo.

O facto de só se ter considerado testes de compressão no processo de caracterização do osso esponjoso deve-se a este tipo de osso ser sobretudo caracterizado para absorver impactos tendo em conta o seu elevado grau de porosidade característico das espumas e de materiais utilizados para absorver energia. No que diz respeito aos ensaios de tração também muitas vezes utilizados na caracterização mecânica dos materiais, os mesmos não foram realizados porque o processo de fixação das amostras revelar-se-ia demasiado complexo.

Assim fez-se o estudo para o módulo de Young aparente intrínseco à fase elástica do processo de compressão das estruturas.

Como se irá observar mais à frente nos próximos capítulos as simulações foram realizadas com amostras de provetes com geometrias diferentes das que foram realizadas experimentalmente com as espumas. Utilizaram-se para efeitos de simulação provetes em forma de paralelepípedos de forma a simplificar a simulação computacional. A área de secção transversal é menor que a dos cilindros de espuma, contudo de forma a validar os resultados e a simulação realizou-se o micro-CT de um provete da espuma de 12.5 *pcf's* com as mesmas dimensões de área transversal dos paralelepípedos. Tal será trabalhado nos capítulos que se seguem.

De forma a calcular o módulo de elasticidade aparente, utilizou-se a seguinte fórmula:

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} \quad (3)$$

Onde E corresponde ao Módulo de Young aparente, $\Delta\sigma$ à variação da tensão e $\Delta\varepsilon$ à variação da deformação, tratando-se assim do declive da recta da zona elástica da curva tensão aparente- deformação. O módulo de Young ou módulo de elasticidade é um parâmetro importante para caracterizar as propriedades mecânicas dos materiais funcionando por vezes como medida de rigidez para caracterizar materiais sólidos. Para o cálculo foram utilizadas apenas uma das curvas de cada densidade, nomeadamente as que correspondem às legendas: "5.5_1", "12.5_1" e "7.5_2". O facto de se terem realizado três ensaios para cada espuma, para além de validar os resultados permite escolher qual a melhor curva obtida, como foi o caso da de densidade intermédia. Também só a parte correspondente à zona elástica foi considerada, tal pode ser observado no gráfico da figura 24 e 25. Utilizou-se para o cálculo do módulo de Young aparente das espumas uma linha *offset* a 0,2% visto ser o valor que se encontra na literatura para ensaios mecânicos deste tipo, Fig 25, apesar de serem realizados em sólidos não porosos. Mais à frente serão comparados valores de elasticidade aparente com recurso as estas linhas e com recurso a uma linha paralela à zona de elasticidade, a aproximadamente 2% de deformação da estrutura em causa. Os valores não sofreram grande disparidade.

Outro método utilizado para o cálculo desta grandeza consistiu em retirar pontos directamente da curva situados dentro do limite de elasticidade. Considerou-se o intervalo de 0,02 a 0,04 de deformação para retirar os valores em ambos os procedimentos visto que o mesmo se encontra situado na parte mais central da zona linear, Fig 26.

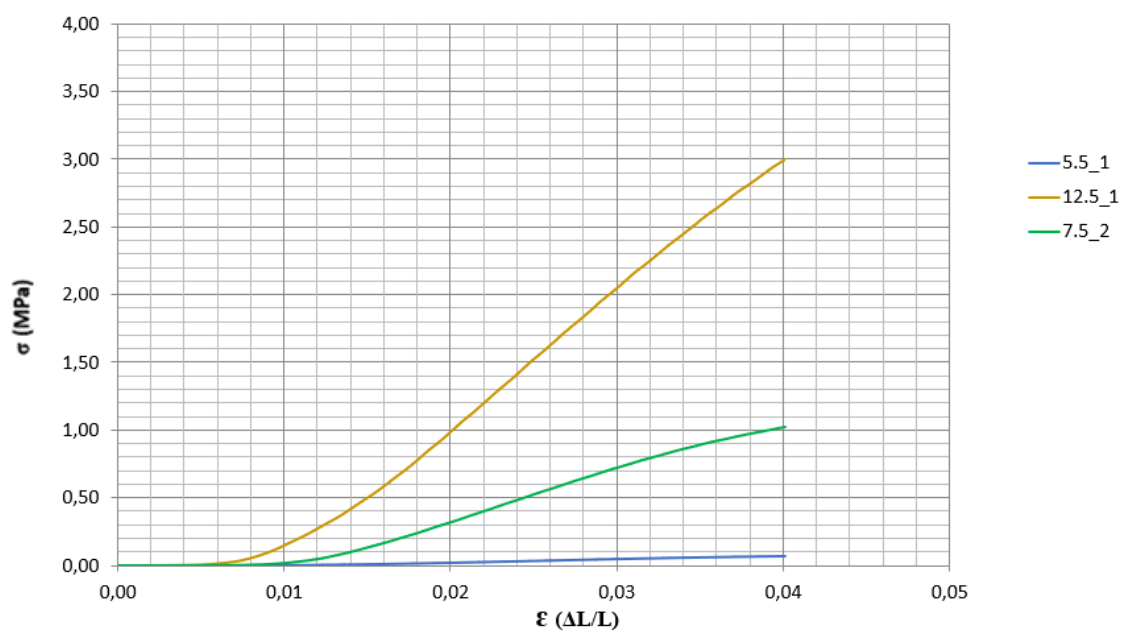


Figura 24 - Representação de uma parte da zona linear das três curvas representativas das espumas

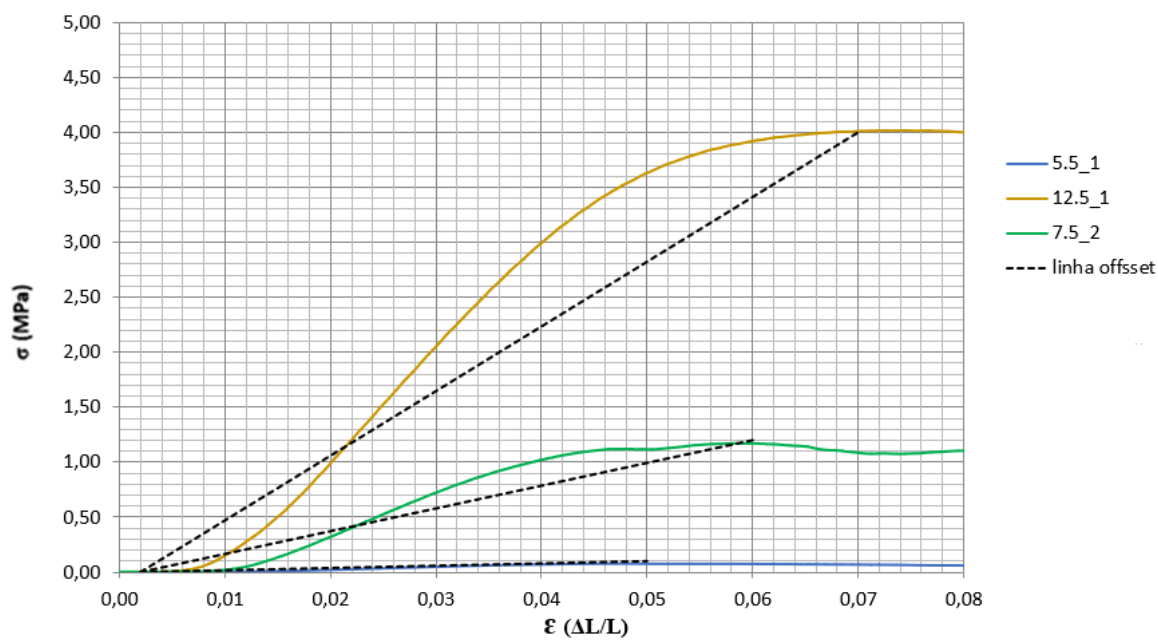


Figura 25 - Representação de parte da curva de tensão-deformação com a respectiva linha *offset*.

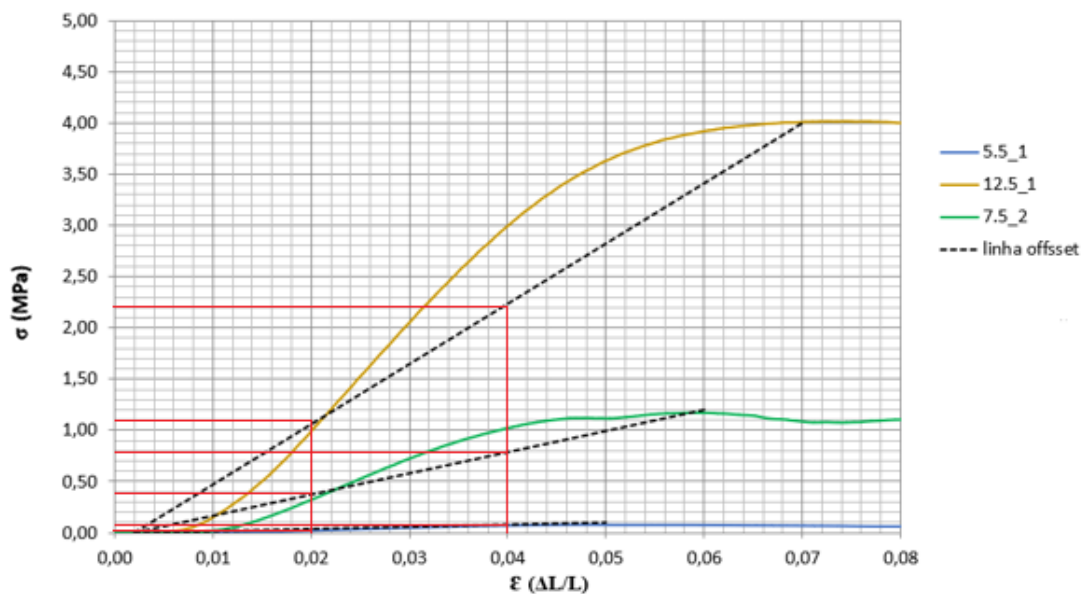


Figura 26 – Representação dos pontos retirados sobre a linha *offset*

Escolheram-se dois pontos, (σ_i, ϵ_i) e (σ_f, ϵ_f) , de cada uma das curvas. A representação dos mesmos encontra-se nas linhas a vermelho do gráfico da figura 26 dentro do intervalo estipulado e acima mencionado. Estes pontos, bem como os cálculos efectuados encontram-se representados na tabela 4. Na tabela 3, encontram-se representados os resultados do cálculo do módulo de Young aparente através de outro método.

Tabela 3 - Módulo de Young Aparente das espumas com as três densidades, sem recurso à linha *offset*

Tipo de amostra da espuma	σ_i (MPa)	σ_f (MPa)	ϵ_i	ϵ_f	$(\sigma_f - \sigma_i)$	$(\epsilon_f - \epsilon_i)$	E aparente obtido (MPa)
5.5_1	0,0364	0,0697	0,0259	0,0401	0,0334	0,0142	2,35
7.5_2	0,5623	1,0236	0,0259	0,0401	0,4613	0,0142	32,48
12.5_1	1,6211	3,0044	0,0259	0,0401	1,3833	0,0142	97,37

O módulo de elasticidade é uma medida de rigidez e define a quantidade de deformação elástica de um determinado material quando este é submetido a um determinado nível de tensão.

A rigidez pode ser calculada através da seguinte fórmula: $K = \frac{A \times E}{L}$, em que A é a área de secção transversal e L é o comprimento do corpo testado. Assim, uma vez que o módulo de elasticidade varia de forma proporcional à rigidez, quanto maior o módulo de Young mais rígido é o material e menor a deformação elástica.

No caso em estudo o material mais denso, nomeadamente a espuma de densidade de 12.5 pcf's, é a que apresenta maior módulo de Young aparente. Pode-se dizer tendo

em conta o estudo realizado que quanto maior a densidade da espuma e o consequente elevado número de poros, a mesma apresenta maior resistência à deformação.

Na tabela 3 os valores foram retirados diretamente da curva na qual os mesmos deram origem. Na tabela 4 os valores foram retirados através da visualização do gráfico da figura 25 e 26 com a linha *offset*, com início a 0,2% de deformação e com fim no limite de cedência da estrutura.

Tabela 4 - Módulo de Young aparente das espumas com as três densidades com recurso à linha *offset* a 0,2%

Tipo de amostra da espuma	σ_i (MPa)	σ_f (MPa)	ϵ_i	ϵ_f	$(\sigma_f - \sigma_i)$	$(\epsilon_f - \epsilon_i)$	E aparente obtido (MPa)
5.5_1	0,05	0,10	0,02	0,04	0,05	0,02	2,5
7.5_2	0,4	0,8	0,02	0,04	0,4	0,02	20
12.5_1	1,1	2,2	0,02	0,04	1,1	0,02	55

3.2 Micro-Ct e Tratamento Virtual da Amostra da Espuma de Referência

Os resultados e a discussão que foram feitos até agora tiveram em conta comparações de valores entre testes experimentais. Mais à frente estes valores vão ser comparados com valores retirados de testes computacionais. Assim de forma a se poder validar de maneira mais precisa os resultados numéricos, analisar a microestrutura deste tipo de espumas e saber qual a influência do material, realizou-se uma micro-CT à espuma considerada inicialmente como material de referência, isto é, a espuma de maior densidade, a de 12,5 *pcf's* e que pretende imitar o osso. Este micro-CT possibilitou um estudo mais detalhado da estrutura da espuma selecionada ao ampliar de forma a ser possível a visualização da geometria aleatória de células abertas, bem como o cálculo da sua porosidade, de 78%, e as dimensões das trabéculas que podem ir até aos 1000 μ m.

Na Tabela 5, estão representados alguns dados relativos à amostra de espuma após a microtomografia de raio-x (Micro-Ct).

Tabela 5 – Resultados do micro-Ct

Densidade de Conectividade (trabéculas/mm ³)	6,22x10 ⁻⁵
Espessura da Estrutura (mm)	2,23x10 ⁻¹
Tamanho de Pixel (μ m)	20,0
Numero de Camadas	1106
Tolerância	1,000000
Grau de Anisotropia	1,315
Volume de Interesse (mm ³)	7,39x10 ³

Cortou-se uma amostra do bloco da espuma com uma área de secção transversal de dimensões arbitrárias, inicialmente de 21x25 mm, Fig 27. A amostra revelou-se demasiado grande para uma resolução de maior qualidade. Nesse sentido, “cortou-se” virtualmente a amostra num cubo de 100x100 pixels e utilizou-se um *threshold* no intervalo de 40 a 255. A microtomografia de raios-x, mais comumente designada de micro-CT, foi realizada numa máquina, nomeadamente, *Bruker, SkyScan 1275* de 100 KV. Os raios x são emitidos a partir de um gerador, os mesmos atravessam a amostra e são gravados por um detector do outro lado da amostra para produzir a radiografia, isto é, a imagem projectada. A montagem e o equipamento, bem como a amostra virtual cortada após o *scan* que será convertida para um ficheiro possível de ser modelado, podem ser visualizados nas figuras 27 e 28.

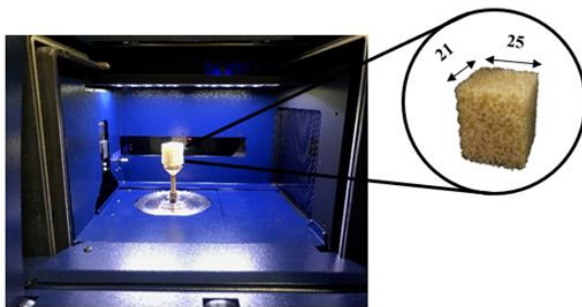


Figura 27 - Amostra no interior da câmara microtomográfica

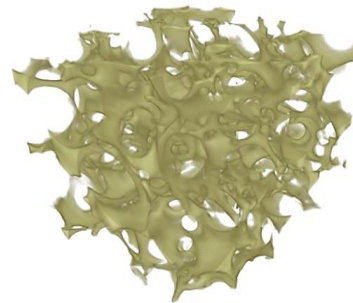


Figura 28 – Modelo reconstruído

Como o modelo anterior é apenas o resultado de um software de visualização procedeu-se assim ao tratamento do mesmo de forma a convertê-lo para um formato STL utilizando o software *3D Slicer*.

Com a ajuda de outro software, foi possível tratar a superfície de forma a que o modelo gerado tenha uma malha pouco refinada, utilizou-se um comando de suavização similar ao comportamento do filtro gaussiano de suavização das arestas.

Nas imagens que se seguem, está representado o modelo final em formato STL e já com o tratamento virtual superficial, figura 30 e a amostra virtual formada com a definição da parte sólida nas fatias do plano de corte, figura 29.

A passagem do formato de visualização para um formato passível de ser modelado permitiu, numa fase posterior o fabrico de uma estrutura com a mesma geometria de poros para avaliar a influência do material.

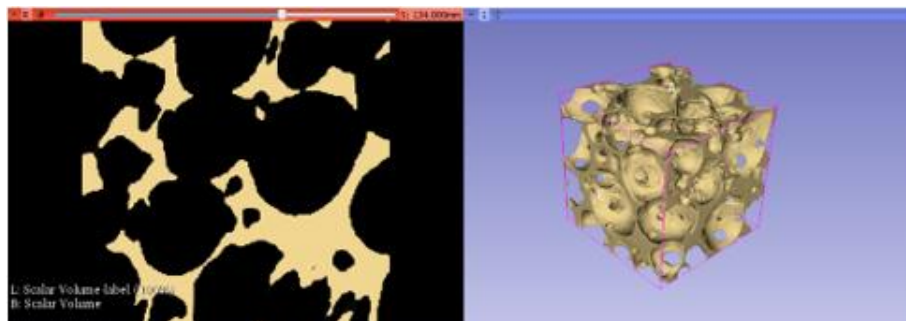


Figura 29 - Formação do modelo do micro-CT em software

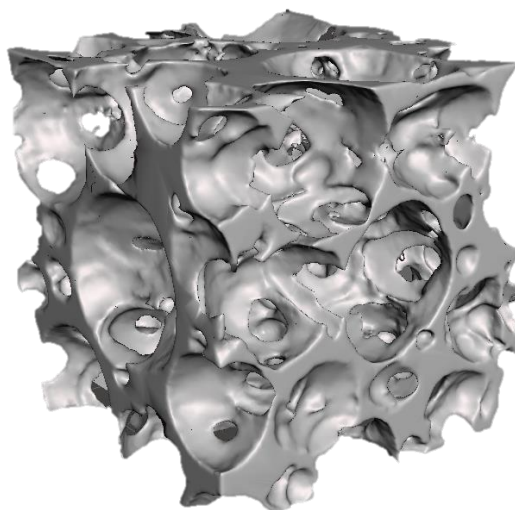


Figura 30 - Modelo final do micro-CT possível de ser trabalhado

3.3 Avaliação da Influência do Material

Imprimiu-se através de uma resina fotossensível e através de um processo em SLA, uma estrutura com base na própria espuma de referência, fabricada a partir do micro-CT mencionado anteriormente, com a mesma geometria de poros. Este processo, SLA, utiliza a luz de forma a solidificar a resina. Esta resina permite a construção em camadas de 0,5 mm (500 μ m), o que permite um excelente acabamento final suave, com alta resolução e reprodução de detalhes. Trata-se de um material muito resistente, mas cujos suportes são de fácil remoção. Designam-se por suportes as estruturas auxiliares que são adicionadas ao modelo e que funcionam como uma base para a impressão. Nesta estrutura os suportes foram retirados com um simples alicate e uma pinça de pontas finas. A estrutura foi impressa com 20% de preenchimento, isto é, o suporte interno da estrutura, que é o valor recomendado para a maioria das aplicações e que confere o melhor rácio de resistência por custo e com uma margem de erro dimensional de 0,2mm (200 μ m) [81]. No final pesou-se a estrutura, resultando numa massa de $2,42 \times 10^{-3} \pm 0,01$ kg.

Para as dimensões utilizou-se os mesmos valores das estruturas prismáticas, que irão ser mencionadas posteriormente, resultando num volume aparente de 6750mm³. Tendo em conta a sua massa e o seu volume, a sua densidade aparente é de aproximadamente 0,36 g/cm³. A estrutura pode ser visualizada na figura 31. Os valores de tensão e deformação foram obtidos tendo como base os dados retirados do software da máquina de compressão, com recurso às fórmulas 1 e 2, e às dimensões da presente estrutura. A respectiva curva pode ser visualizada no gráfico da figura 32, a verde.



Figura 31 - Estrutura em resina inspirada na microestrutura da espuma de referência de densidade 12.5 pcf

De forma a calcular o módulo de Young aparente desta estrutura, recorreu-se ao método da linha a 0,2% de deformação e a dois pontos retirados da zona linear sobre a mesma. Os resultados podem ser visualizados na tabela 6.

O mesmo procedimento já tinha sido realizado para a espuma de densidade 0,2g/cm³, na qual se obteve um módulo aparente de 55 MPa através do mesmo procedimento, uma diferença de aproximadamente 8 MPa. Pela análise do gráfico a estrutura impressa em resina atinge o limite de elasticidade mais cedo, contudo apresenta um comportamento no regime elástico muito semelhante à de poliuretano.

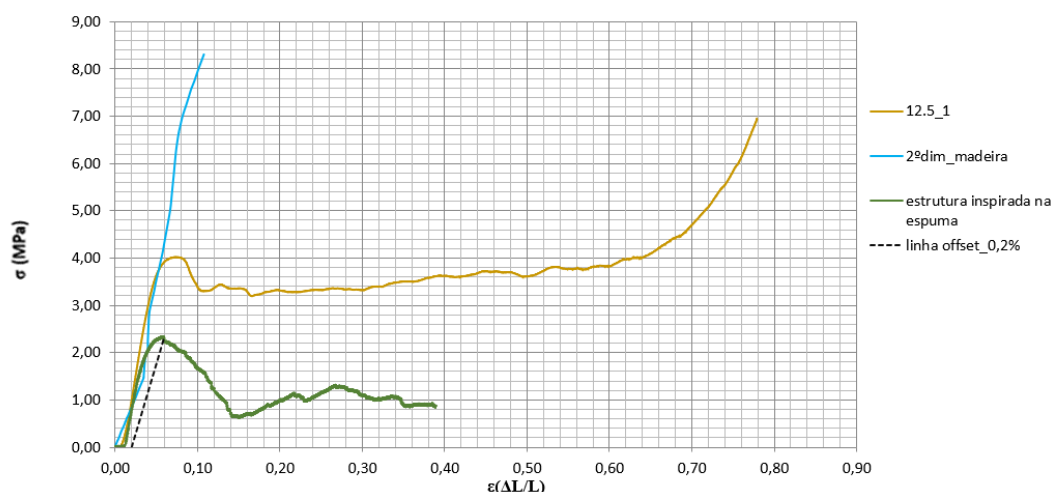


Figura 32 - Visualização da curva de tensão -deformação da estrutura inspirada na espuma de referência

Tabela 6 - Módulo de Young aparente da estrutura inspirada na espuma de referência com recurso a linha *offset* a 0,2%

σ_i (MPa)	σ_f (MPa)	ϵ_i	ϵ_f	$(\sigma_f - \sigma_i)$ (MPa)	$(\epsilon_f - \epsilon_i)$	E aparente obtido (MPa)
1,1	2,35	0,04	0,06	1,25	0,02	62,5

Capítulo IV

Proposta de Implante e Análise Estrutural

4.1 Bio-inspiração

O conceito de bio-inspiração já foi abordado em capítulos anteriores pois neste trabalho, de forma a desenvolver o implante irão ser desenhadas estruturas tridimensionais inspiradas na natureza com a finalidade de comporem uma estrutura final, o implante intramedular. Estas estruturas foram desenhadas em software de modelação paramétrica.

Iniciou-se o desenho dos espécimes a partir da modelação de unidades celulares de paredes abertas e posteriormente procedeu-se à sua montagem de forma a formarem blocos e estruturas porosas.

Assim, optou-se por obter inspiração em estruturas celulares já existentes, nomeadamente nas células dos favos das abelhas, de formato hexagonal, e nas células estruturais da madeira. Por vezes o termo “favo de mel”, Fig 33, serve para descrever de uma forma geral qualquer matriz de células prismáticas alinhadas, no entanto ao longo deste trabalho, a palavra “favos” apenas se refere às células de formato hexagonal.

Quando as espumas são sujeitas a deformações, as suas unidades estruturais individuais apresentam comportamentos diferentes entre elas, o que dificulta bastante a sua análise. Assim, a criação de formas regulares e geométricas permitem uma análise simplificada e uma compreensão de espumas tridimensionais mais complexas.

Para além dos favos a outra bio-inspiração foi nas unidades celulares da madeira, figura.34, mais especificamente de um pinheiro, vistas pela seção de corte transversal, onde é possível visualizar células com geometria aproximadamente quadrangular.

Ao contrário das espumas de poliuretano, estas estruturas são constituídas por células organizadas e simétricas. Ambas as inspirações são muito diferentes, o que contribuiu, em parte para a escolha. O favo/hexágono regular é das formas geométricas mais conhecida na natureza e considerada como uma forma que otimiza espaço quando em conjunto com outras células do mesmo formato. A forma hexagonal dos favos de mel é muitas vezes considerada na literatura como a forma geométrica mais parecida com as trabéculas do osso esponjoso, facto que contribuiu também para a escolha deste tipo de geometria.

No que diz respeito à madeira, a mesma é considerada como um material que tem facilidade em absorver energia. A suas células apresentam um formato alongado para ser possível o transporte de substâncias e nutrientes vitais à sobrevivência da árvore ou planta, contudo, o formato quadrado das suas células depende da perspectiva de corte.

Também como se pretendia a criação de uma estrutura composta por estas unidades celulares, o quadrado e o hexágono regular permitem a sobreposição de células que formam um padrão de modo a que não exista espaços indesejados entre as mesmas

Neste sentido, as inspirações para o desenho dos espécimes são as que estão representadas na figura 33 e 34. As duas imagens correspondem a um corte na seção transversal.

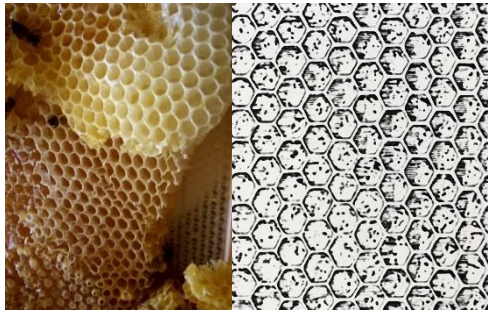


Figura 33 - Células dos favos das abelhas



Figura 34 - Células da madeira

Idealizou-se um implante poroso e heterogéneo com uma parte interior de células maiores e uma parte exterior de células mais pequenas. Nos próximos tópicos irão ser estudadas e analisadas estruturas cujas propriedades serão integradas no conceito desenvolvido. Estas estruturas são as estruturas prismáticas que foram mencionadas anteriormente em capítulos anteriores.

4.2 Modelação

Encontram-se representadas na figura 35 a modelação das estruturas modeladas inicialmente em software específico de paredes com espessura 1mm e células de 8mm de lado e diâmetro interior, para as células quadradas e hexagonais, respectivamente.

As estruturas apresentadas foram cortadas em cilindros de 40x40 à semelhança das espumas de poliuretano utilizadas para caracterizar o osso esponjoso no capítulo anterior. Por uma questão económica estas estruturas não foram revertidas para modelo físico de forma a recriar os testes de compressão na máquina uniaxial. A alternativa é um processo de simulação. Estas estruturas foram inviabilizadas graças à sua complexidade que originava uma simulação muito mais demorada graças à necessidade de uma malha com mais elementos e também o aparecimento de vários elementos distorcidos.

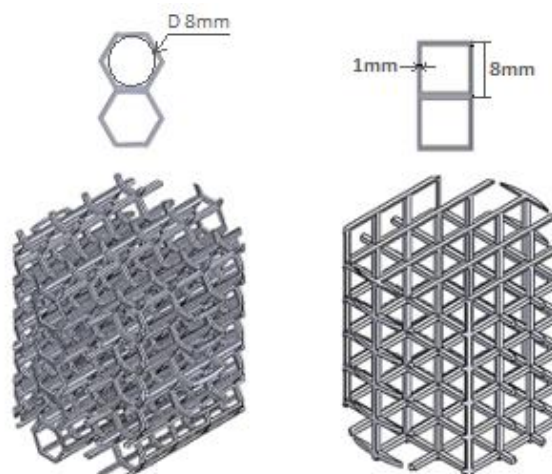


Figura 35 - Primeiros modelos das estruturas bio-inspiradas

De forma a simplificar a simulação foram criadas estruturas prismáticas, figuras 36,37,38 e 39, com dimensões idênticas às da estrutura da figura 31, com área de secção transversal de 225mm² e altura de 30mm de altura. Aquando da simulação numérica fixou-

se a base e impôs-se uma velocidade de 0.6mm/s de sentido cima para baixo e com direção perpendicular ao plano transversal.

4.3 Simulação Numérica

4.3.1 Aferição da Variável Geométrica no Comportamento da Estrutura

Como já foi dito acima, após o desenho em CAD das estruturas bio-inspiradas com diferentes dimensões, e da definição das condições de fronteira, procedeu-se à simulação das mesmas.

As dimensões utilizadas para as células estão representadas na tabela 7.

Tabela 7 - Dimensões das células das estruturas bio-inspiradas

	Espessura das paredes das células (mm)	Lado/ Diâmetro interior/Profundidade das células (mm)
Primeiras dimensões (tipo A)	1	8
Segundas dimensões (tipo B)	0.5	4

O tempo de compressão definido foi de 6 segundos, período que se encontra sob o domínio de elasticidade das espumas, existindo consequentemente deslocamento uniaxial de 3,6 mm.

4.3.2 Condições do Processo de Simulação em *Abaqus*

Após converter o ficheiro CAD para a extensão “.IGS”, importa-se o ficheiro para o software de simulação, nomeadamente o *Abaqus*.

O material utilizado na simulação das estruturas teve como base a tabela em anexo, Anexo I, e os dados das propriedades mecânicas da espuma de maior densidade. De modo a inserir os valores do teste uniaxial, o material teve de ser caracterizado como hiper-elástico, e com um potencial de energia de deformação do tipo polinomial.

Para além do *step* inicial padrão, criou-se outro do tipo dinâmico explícito na qual se realizou todo o processo de imposição das condições da simulação. Optou-se por uma análise de geometria não linear.

No que diz respeito à imposição das condições de fronteira, foram impostas duas. A primeira no sentido de se fixar a estrutura na base de forma a que a mesma não se mova aquando da compressão e a segunda, tem haver com a velocidade imposta na direção negativa do eixo dos YY, com valor absoluto de 0,6 mm/s.

A malha utilizada em todas as estruturas foi colocada automaticamente, o que implica também que o número de elementos de cada estrutura seja diferente. A mesma foi do tipo tetraédrico, disposta uniformemente consoante a geometria e aplicada consoante um algoritmo padrão. Escolheram-se elementos do tipo C3D10M, esta sigla representa elementos sólidos, tridimensionais de 10 nós do género tetraedro quadrático modificado, usando interpolação bilinear. Os números de elementos consoante o tipo de estrutura encontram-se na tabela 8.

Tabela 8 – Número de Elementos da malha das estruturas bio-inspiradas

Estrutura	Nº de Elementos
Madeira tipo A	7429
Madeira tipo B	8793
Favelada tipo A	26605
Favelada tipo B	15938

Nas figuras que se seguem é possível observar o mapa de cores da tensão de *Von Mises* a 75% obtida pelo software.

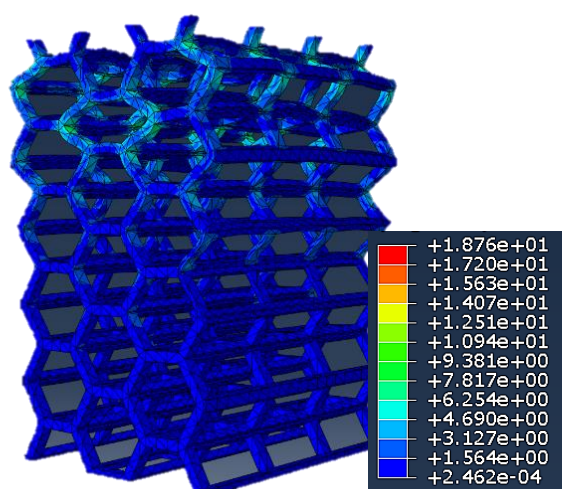


Figura 36 - Resultados da simulação da estrutura favelada do tipo A

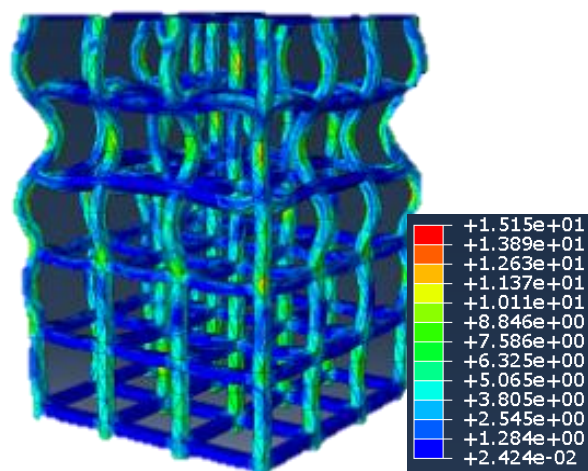


Figura 37 - Resultados da simulação da estrutura inspirada na madeira do tipo A

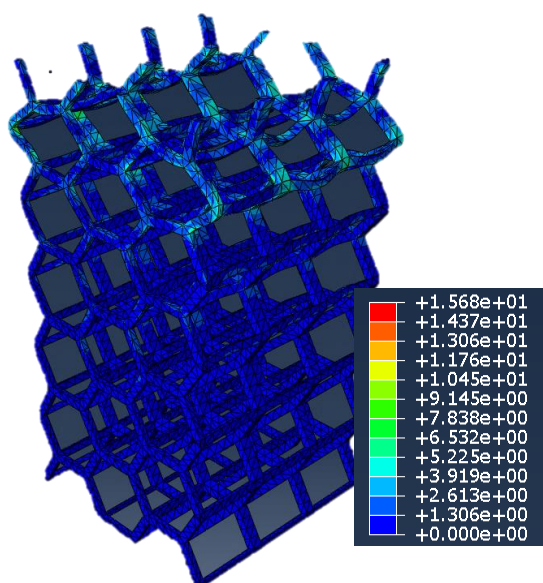


Figura 38 - Resultados da simulação da estrutura favelada do tipo B

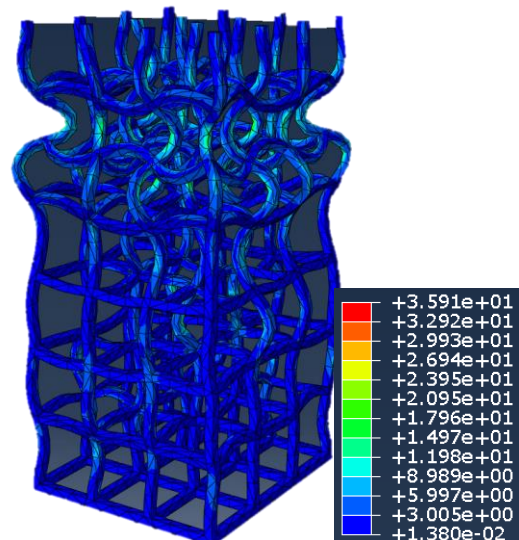


Figura 39 - Resultados da simulação da estrutura inspirada na madeira do tipo B

Sobrepondo os gráficos tensão-deformação criado pelo software de cada uma das estruturas e a curva da espuma escolhida como referência, gráfico da figura 40, é possível observar que a geometria bio-inspirada de células organizadas cujo declive da reta relativa à fase elástica se assemelha mais à da madeira de células quadradas, do tipo B. Após os cálculos efectuados, vêm-se a comprovar este mesmo facto, tendo em conta os valores da tabela 3 e 9.

Os resultados obtidos na tabela 9 foram obtidos graças a pontos presentes nas curvas e que se encontram dentro da zona linear. A tabela 9 sugere que o aumento do módulo de Young do tipo A para o tipo B na Madeira esteja relacionado com um aumento da rigidez da estrutura ao passar para dimensões mais reduzidas. Já na estrutura favelada tal não acontece, apresentando um comportamento oposto. O valor do módulo de elasticidade da estrutura favelada do tipo B pode-se ter relevado mais pequeno por ser de uma geometria diferente, isto é, com células de outro formato, ou mesmo por ter também um comportamento oposto no que diz respeito ao número de elementos.

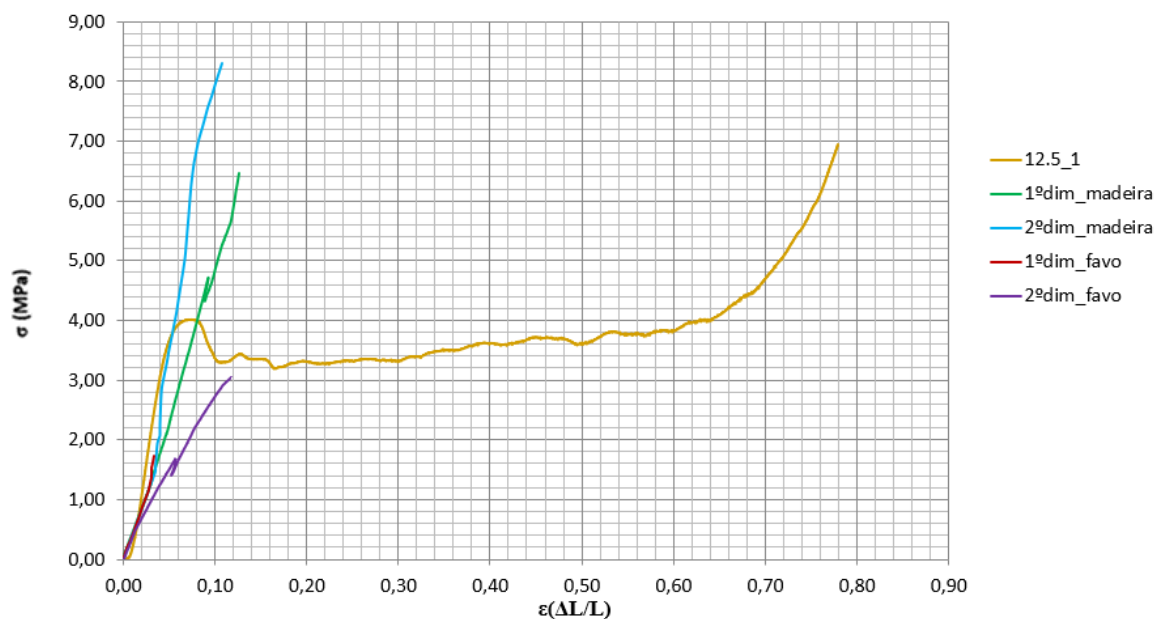


Figura 40 - Gráfico da curva representativa do material de referência com as curvas da simulação da zona linear das estruturas bio-inspiradas

De forma a validar as conclusões que se retiraram a partir da visualização do gráfico, procedeu-se ao cálculo do módulo de Young aparente, tal como foi realizado acima com as espumas. De notar que nestas estruturas, visto a impossibilidade de calcular o valor da tensão de cedência, os pontos foram retirados directamente da curva e não da linha de deformação *offset*, tabela 9.

Tabela 9 - Módulo de Young aparente das estruturas bio-inspiradas sem recurso à linha *offset*

Tipo de Estrutura Bio-Inspirada	σ_i (MPa)	σ_f (MPa)	ε_i	ε_f	$(\sigma_f - \sigma_i)$ (MPa)	$(\varepsilon_f - \varepsilon_i)$	E aparente obtido (MPa)
Madeira tipo A	0,6610	2,3389	0,0159	0,0514	1,6779	0,0355	47,26
Madeira tipo B	1,9341	8,0879	0,0368	0,1031	6,1538	0,0663	92,81
Favelada tipo A	0,3721	0,8776	0,0089	0,0206	0,5055	0,0117	43,21
Favelada tipo B	0,5638	1,4495	0,0152	0,0474	0,8857	0,0322	27,51

Tendo em conta que o módulo de Young aparente obtido para a espuma de poros aleatórios de maior densidade utilizada como referência foi de 97,37MPa, tabela 3, e os cálculos efectuados para as estruturas bio-inspiradas de células organizadas, pode-se então dizer que a estrutura bio-inspirada na madeira do tipo B apresenta um comportamento elástico mais parecido, com um módulo de elasticidade aparente de 92,81 MPa, com um erro de aproximadamente de 5%, sem a utilização da linha de deformação *offset*. De notar que o valor obtido de 55 MPa com recurso à linha de deformação *offset* se aproxima mais do valor 47,26 MPa relativos à primeira iteração, contudo, e por uma questão de concordância de procedimentos optou-se pelo valor de 97,37 MPa como fator de escolha para o tipo de geometria de estrutura bio-inspirada.

4.4 Estrutura não Bio-inspirada

Analizou-se também o comportamento de uma estrutura impressa através de fabrico aditivo, em SLM, em liga de titânio, nióbio e zircónia, Ti13Nb13Zr, com um padrão de células idênticas à apresentada nas figuras 41 e 42 onde também é possível observar os cilindros de ligação de dimensões 0,20x0,20 mm. O módulo de Elasticidade desta liga pode variar entre 41 e 83 GPa (41000 e 83000 MPa, respectivamente). Esta apresenta uma maior resistência à corrosão do que a liga de Ti6Al-4V [82].

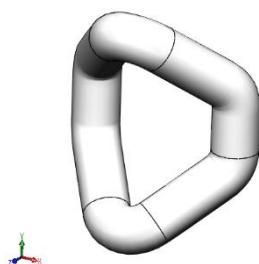


Figura 41 - Unidade celular da estrutura em liga de titânio

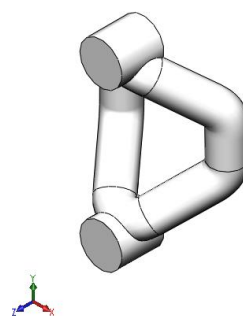


Figura 42 - Unidade celular da estrutura em liga de titânio com os cilindros de ligação

A dimensão do modelo da unidade celular ilustrada em cima foi retirado do software de modelação paramétrica e podem ser visualizadas na figura 43. De notar que este tipo de células podem ser consideradas poros de dimensão aproximadamente 600 μm .

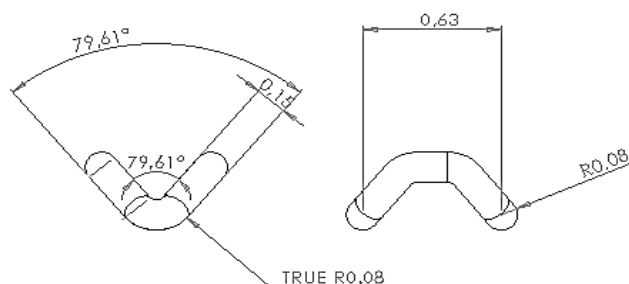


Figura 43 - Dimensões da unidade celular da estrutura em liga de titânio

As estruturas são cilíndricas, uma tem altura 9mm (titânio_2), outra 9,5mm (titânio_1) e ambas com um diâmetro de 5mm e com as mesmas dimensões de poros. Nas figuras 44 e 45 pode ser visualizada a “titânio_2”. No que diz respeito à densidade, esta é a propriedade física da matéria que reflete o estado de agregação da mesma e calcula-se com a relação entre a massa e o volume. Nas estruturas porosas calcula-se de forma diferente das estruturas sólidas graças à existência de espaços vazios. Caso se ignore a existência dos mesmos têm-se a chamada densidade aparente, caso contrário têm-se a densidade real [84]. Foi possível saber o volume real da estrutura de 38,46 mm^3 e a massa, de $0,51 \times 10^{-3} \pm 0,01 \text{Kg}$, resultando numa densidade real de $13,26 \text{g/cm}^3$.

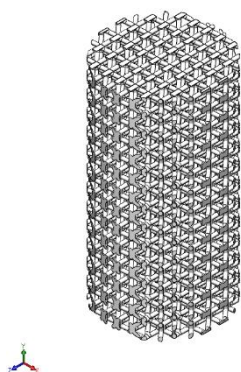


Figura 44 - Estrutura modelada em software



Figura 45 - Estrutura impressa em liga de titânio

À semelhança do que se fez para as espumas e mantendo todas as condições de ensaio obteve-se o gráfico da figura 46.

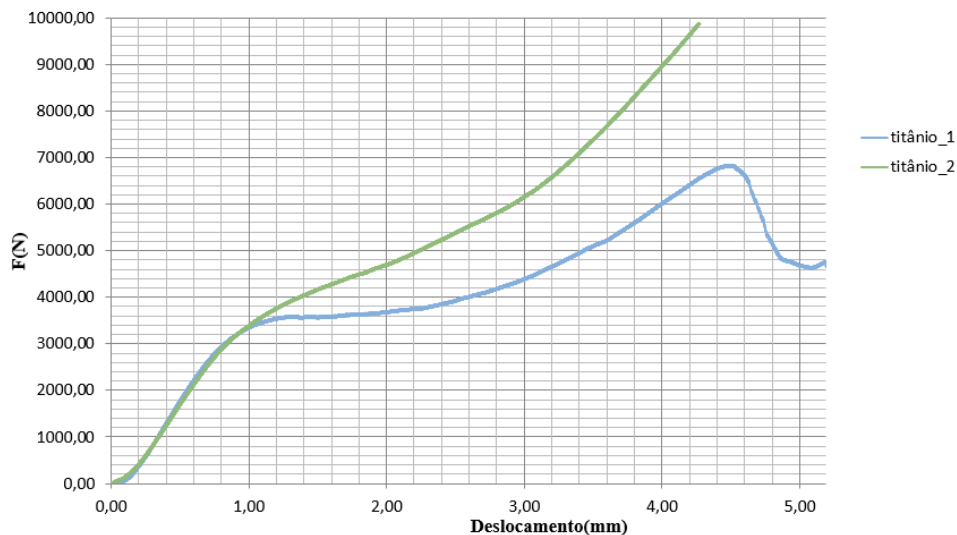


Figura 46 - Gráfico das curvas de força-deslocamento das estruturas impressas em Ti13Nb13Zn

A estrutura intitulada de titânio_1 representada a azul na figura 46 e a laranja na figura 48, quando da sua compressão sofreu um cisalhamento, também frequentemente designado por flambagem, Fig 47, que pode ter comprometido a curva idealizada da estrutura quando sujeita a testes deste tipo. Este fenómeno ocorre quando o provete apresenta uma área de secção transversal pequena e é caracterizado por uma flexão transversal quando a peça é sujeita a uma compressão axial.



Figura 47 – Estrutura em liga de titânio cisalhada/flambada durante a compressão

Convertendo a força para uma tensão e o deslocamento para uma deformação, utilizando as fórmulas 1 e 2 e os valores das dimensões das estruturas de titânio obteve-se o gráfico representado na figura 48.

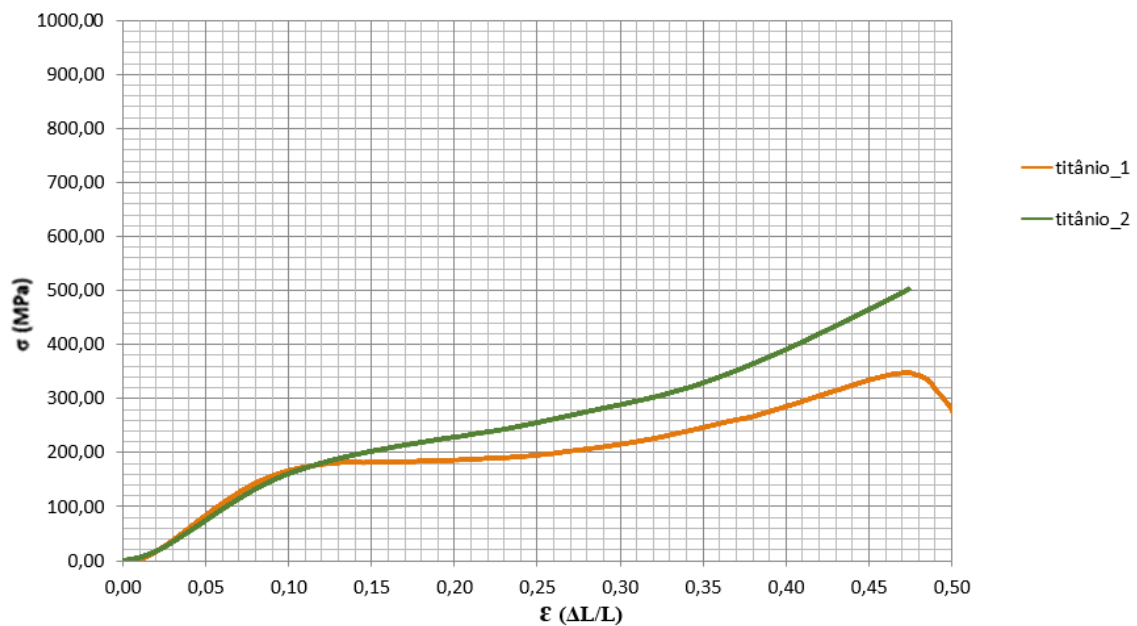


Figura 48 - Gráfico das curvas de tensão aparente-deformação das estruturas impressas em Ti13Nb13Zn

Ampliou-se também uma zona da parte linear e comparou-se com a estrutura bio-inspirada selecionada no processo de simulação, figura 49. São notórias as diferenças mecânicas entre ambas visto tratar-se de diferentes materiais e diferentes dimensões de poros.

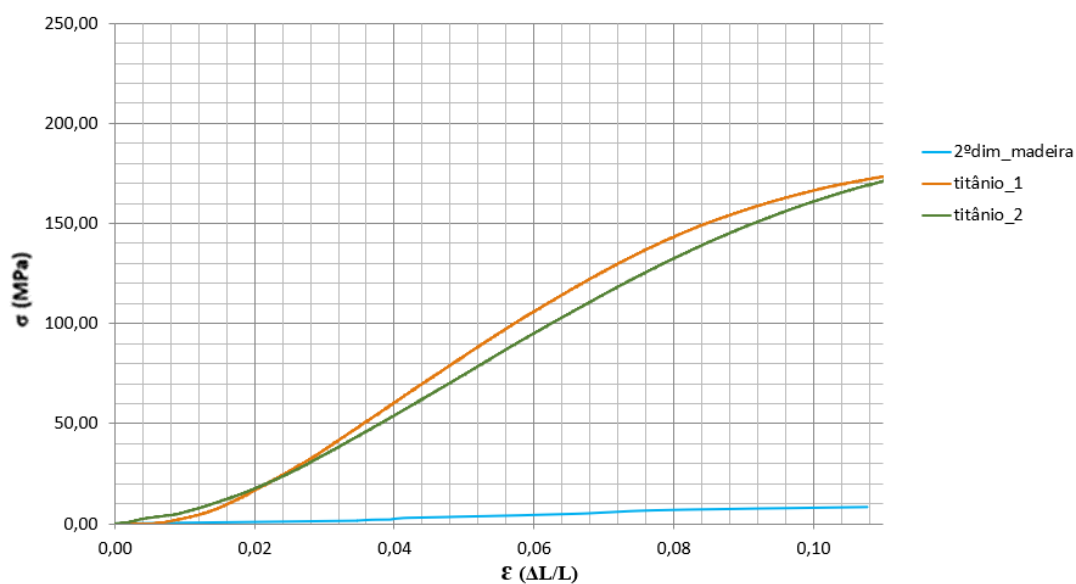


Figura 49 - Zona da parte linear das estruturas ampliada em comparação com a parte linear da estrutura bio-inspirada

A estrutura bio-inspirada com um comportamento linear semelhante às espumas existentes no mercado para mimetizar o osso apresenta uma curva tipo semelhante, mas com uma resistência muito menor. A possibilidade da ocorrência do efeito de *stress shielding* na interface de ambas as estruturas, graças às diferentes propriedades, é uma possível realidade.

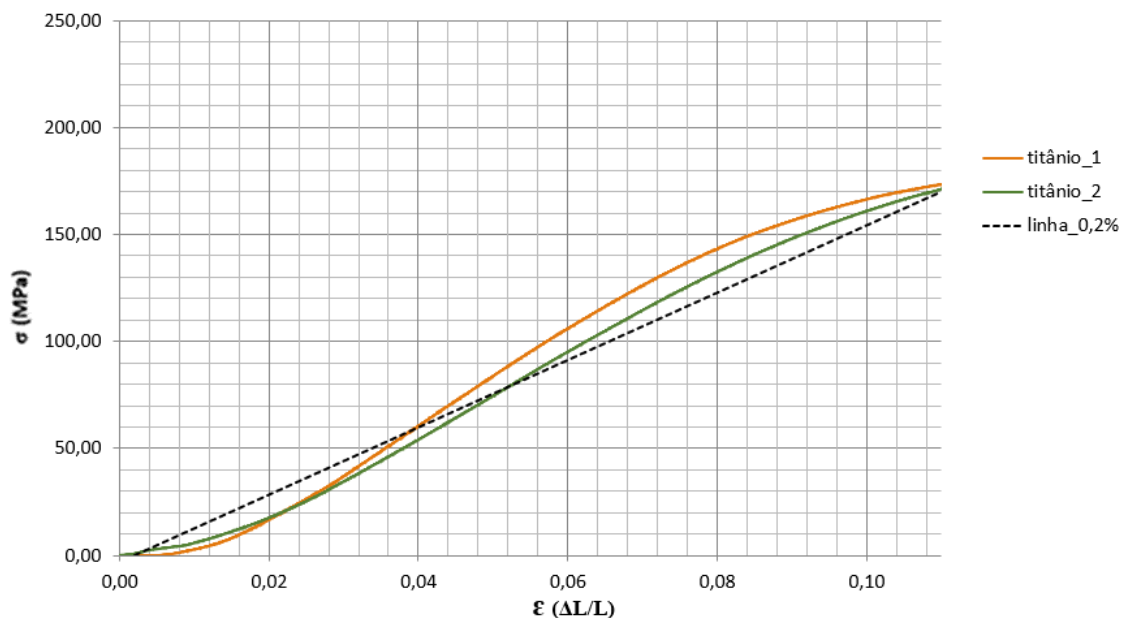


Figura 50 - Visualização da zona linear das estruturas em liga de titânio com a linha offset a 0,2% da curva intitulada de titânio_2

Por uma questão de coerência com o que foi acima descrito para o cálculo do módulo de Young aparente, foram retirados dois pontos aleatórios da curva “titânio_2” por ter sido a estrutura que não se deformou ao ser testada. Os pontos pertencem à recta com origem no ponto de deformação de 0,2%, designada de deformação *offset*, e com fim a aproximadamente 11% de deformação da estrutura, tratando-se da sua zona de comportamento linear, isto é, até à tensão de cedência, figura 50 e 51. Os valores encontram-se na tabela 10.

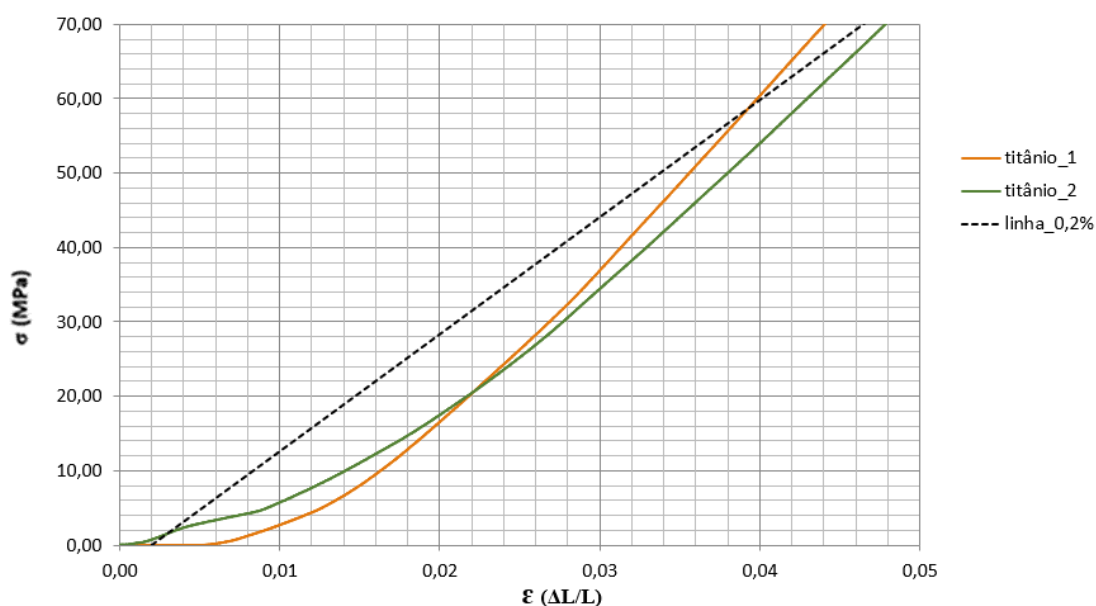


Figura 51 - Ampliação da zona linear das estruturas em liga de titânio com a linha *offset* a 0,2% da curva intitulada de titânio_2

Tabela 10 - Módulo de Young aparente do titânio_2 com recurso à linha *offset* a 0,2% de deformação

σ_i (MPa)	σ_f (MPa)	ϵ_i	ϵ_f	$(\sigma_f - \sigma_i)$ (MPa)	$(\epsilon_f - \epsilon_i)$	E aparente obtido (MPa)
28,00	44,00	0,02	0,03	16,00	0,01	1600

Tendo-se realizado a análise com a linha a 0,2% de deformação, que se encontra na literatura no que diz respeito a materiais sólidos, realizou-se nos mesmos moldes, uma análise do módulo de Young aparente desta vez com uma linha a 2% de deformação, situada no início da zona de elasticidade, paralela à reta de tensão aparente- deformação mas desprezando a curvatura inicial, figura 52. Os valores do módulo de Young aparente para este caso podem ser visualizados na tabela 11.

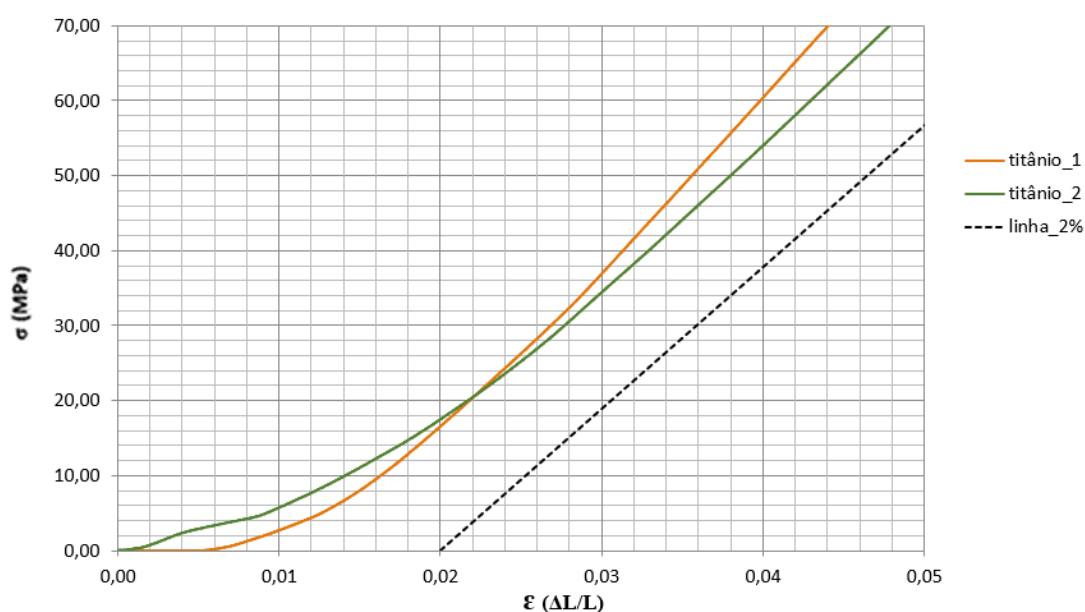


Figura 52 - Ampliação da zona linear das estruturas em liga de titânio com a linha a 2% de deformação

Tabela 11 - Módulo de Young aparente do titânio_2 com recurso à linha *offset* a 2% de deformação

σ_i (MPa)	σ_f (MPa)	ϵ_i	ϵ_f	$(\sigma_f - \sigma_i)$ (MPa)	$(\epsilon_f - \epsilon_i)$	E aparente obtido (MPa)
0,00	19,00	0,02	0,03	19,00	0,01	1900




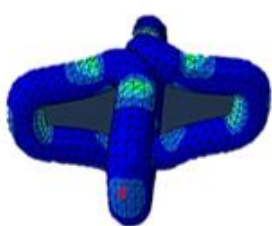
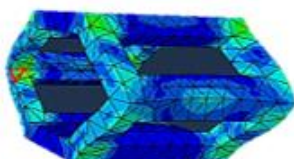
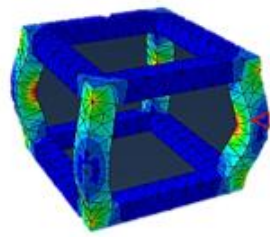
O cálculo do módulo de Young aparente segundo os dois procedimentos diferentes, originou resultados com diferença de 300 MPa, que não é muito significativa.

4.5 Análise Comportamental das Unidades Celulares

De forma a analisar o comportamento da geometria das unidades celulares das estruturas estudadas, procedeu-se à sua simulação numérica utilizando exatamente o mesmo procedimento e condições das simulações efectuadas anteriormente. O mesmo tempo foi aplicado a estas três células e o material aplicado encontra-se em anexo, Anexo I. Para o efeito de simulação do modelo celular da estrutura não bio-inspirada ,retirou-se os cilindros de ligação.

Através da visualização do mapa de cores que segue o critério de *Von Mises*, visualizado em software, o modelo da célula com maior resistência à compressão é o formato favelado, seguindo-se o modelo da célula da estrutura não bio-inspirada e por último da madeira. A observação foi feita na zona interior das paredes de cada célula, tabela 12. Através da análise do comportamento de cada elemento, contornado e evidenciado nas figuras da simulação na tabela 12, é possível concluir que a célula cúbica apresenta maior rigidez que as restantes, não é tão flexível, figura 53.

Tabela 12 – Resultados da análise numérica dos modelos unitários das estruturas

	Unidade celular da estrutura não bio-inspirada	Unidade celular da estrutura inspirada nos favos	Unidade celular da estrutura inspirada na madeira
			
Número de elementos C3D10M	12334	2102	1583
Simulação			

As estruturas estudadas anteriormente são matrizes constituídas por um padrão organizado destas unidades celulares. Não são mais do que modelos celulares unitários agregados e que constituem as chamadas estruturas porosas.

No gráfico da figura 53 estão representadas as curvas resultantes da simulação de cada um dos elementos com algumas distorções mais ainda assim é possível analisar a tendência das mesmas.

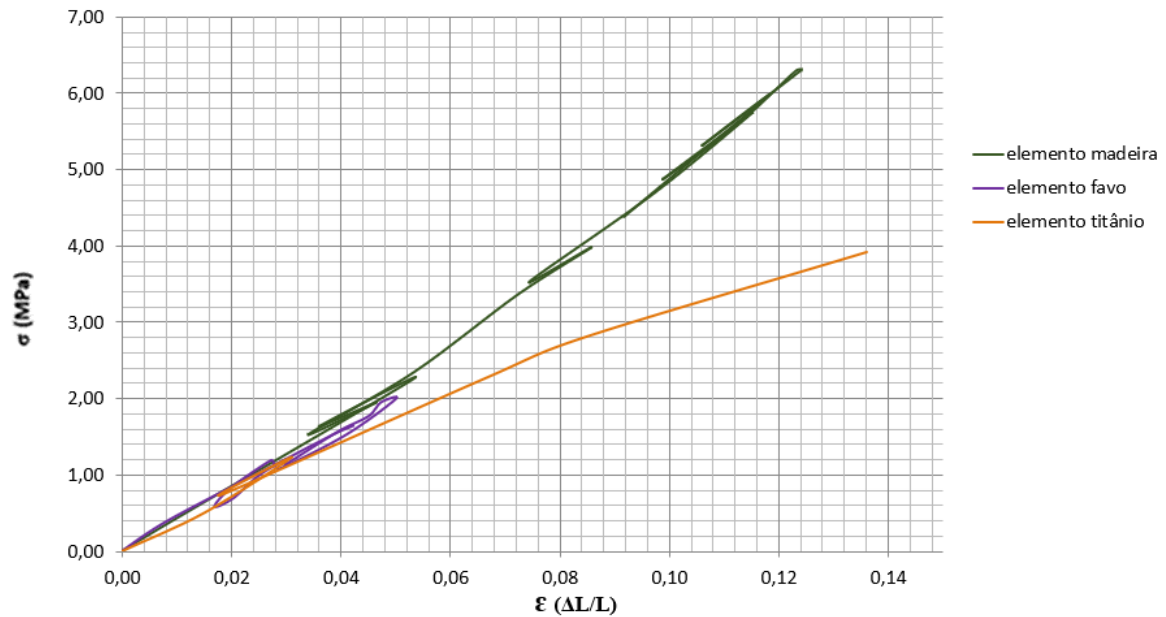


Figura 53 – Comportamento das três unidades celulares quando simuladas com o material de referência

Capítulo V

Conceito de Implante Bio-Inspirado e Discussão

5.1 Conceito de Implante Bio-Inspirado

Tendo em conta todos os testes efectuados com o cariz de absorção de energia e toda a informação acima mencionada, encontra-se na figura 54 o esquema ampliado e simplificado do conceito do implante heterogéneo e o seu posicionamento no interior do osso. Trata-se de uma mera representação de forma a ser possível visualizar as diferenças geométricas no tipo de células unitárias que constituem ambas as estruturas. A parte exterior, representada a cinzento refere-se á estrutura em titânio, enquanto que a parte interior, representada a preto, trata-se da estrutura bio-inspirada, tratando-se assim de uma estrutura compósita. Apenas tensões de contacto entre ambas as interfaces estruturais foram consideradas. No modelo numérico criou-se uma zona central oca e avaliou-se o comportamento do implante com as geometrias dispostas de forma diferente para efeitos de estudo e análise.

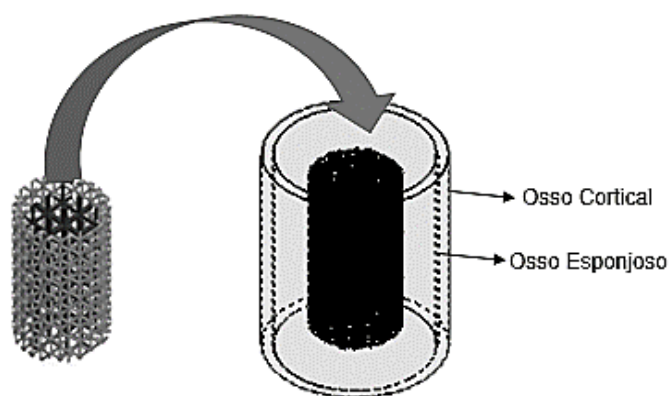


Figura 54 – Esboço do conceito de Implante e seu posicionamento no interior do osso

5.1.1 Modelo Numérico

Aplicando as propriedades físicas de ambas as estruturas no modelo sólido simplificado para efeitos de simulação, criando as interações entre as superfícies e aplicando as mesmas condições das estruturas simuladas anteriormente no capítulo IV, nomeadamente uma simulação em *Dynamic Explicit* durante 6 segundos e a uma taxa de compressão de 0,6 mm/s, procedeu-se então á compressão virtual do implante de forma a saber qual a influência da posição do titânio no interior do implante, em termos de carga. Desta vez a malha passou a ser hexagonal e recorreu-se a um prato superior rígido para

comprimir de forma uniforme ambas as estruturas acopladas. Na figura 55 estão representadas as dimensões utilizadas no modelo numérico e o modelo com a malha no interior e no exterior. As dimensões foram arbitradas e escolhidas de modo a que ambas as regiões coloridas apresentassem a mesma área de seção transversal. Estas regiões representam as duas diferentes estruturas e a região a branco representa uma zona oca. Quanto ao número de elementos que constituem a malha, a região interior é constituída por 300 elementos e a região exterior é constituída por 207 elementos.

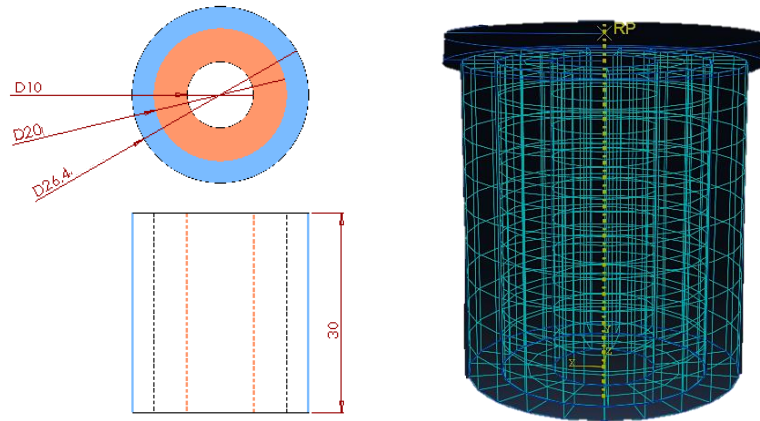


Figura 55 – Dimensões em *mm* do conceito de implante e o seu modelo com malha

O gráfico da figura 56, indica que a posição do titânio, com as dimensões estruturais acima mencionadas não altera o comportamento da estrutura de forma significativa, suportando ligeiramente mais carga quando o mesmo se situa no interior. Para o gráfico escolheram-se elementos do mesmo nível no plano transversal, segundo a mesma direção axial e mais próximos do prato superior.

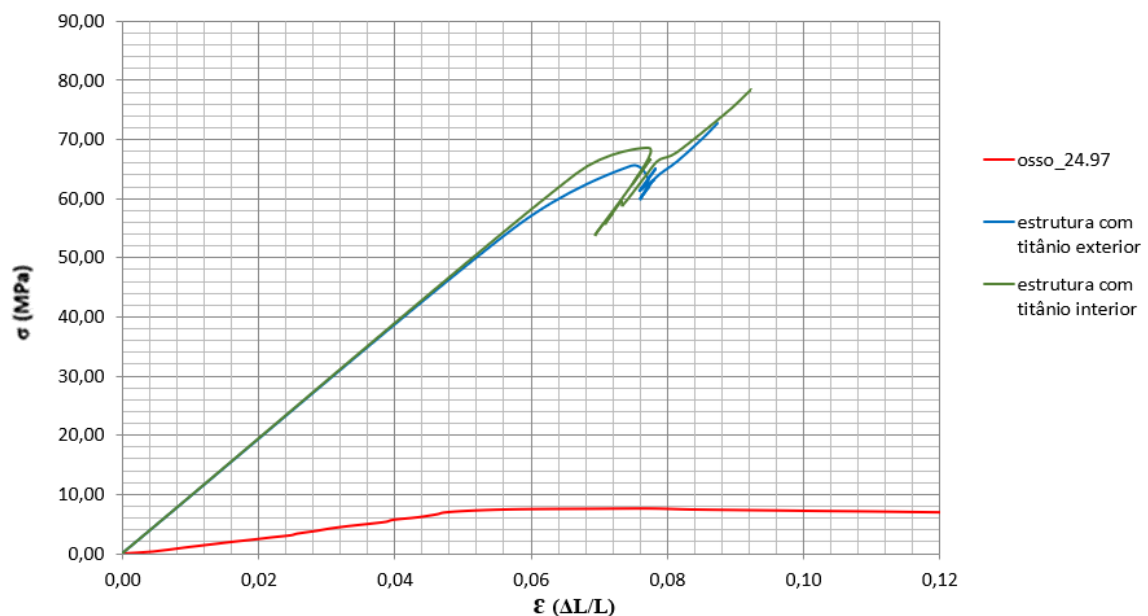


Figura 56 – Comportamento do implante com diferentes posições da liga de titânio

Tabela 13 – Módulo de Young aparente da curva com titânio exterior do modelo numérico sem recurso a linha *offset*

σ_i (MPa)	σ_f (MPa)	ϵ_i	ϵ_f	$(\sigma_f - \sigma_i)$ (MPa)	$(\epsilon_f - \epsilon_i)$	E aparente obtido (MPa)
54,8515	65,5988	0,0573	0,0747	10,7473	0,0174	617,66

5.2 Discussão

Este desenvolvimento organizou-se de forma a conceptualizar um implante bio-inspirado a partir da análise do comportamento de estruturas porosas. Foram utilizadas diferentes abordagens de estudo no processo de estudo e comparações biomecânicas com o intuito de aproximar certas características que se pretendeu obter. Foi notória a dificuldade que se encontrou ao simular a compressão estruturas de arquitectura complexa. No que diz respeito às simulações as dificuldades encontradas foram sobretudo no número de elementos da malha utilizada, e nos elementos distorcidos que faziam abortar o processo. A parte plástica não foi muito abordada na execução deste trabalho pois só a zona elástica era objecto de interesse.

Foi possível concluir que, no seguimento das condições do trabalho efectuado que uma verificação do módulo de Young aparente com o recurso a uma linha *offset* e sem a linha *offset* pode gerar uma diferença no módulo de Young aparente de até 42,37 MPa e que estruturas organizadas de células quadradas, parecidas com as da madeira e nas condições do trabalho aqui realizado se assemelham mais às estruturas de unidades celulares aleatórias que pretendem mimetizar o osso, ao contrário do que está presente na literatura que indica que as trabéculas se aproximam mais do formato hexagonal, próprio dos cristais de hidroxiapatita [83]. Para analisar, comparar e analisar a influência do material, imprimiu-se uma estrutura inspirada na própria espuma de referência e criada através do micro-CT. O seu comportamento revelou grandes semelhanças, contudo, o material e a densidade são fatores determinantes no que diz respeito à caracterização de estruturas porosas. A rigidez da estrutura impressa é mais elevada que a espuma de referência, sendo que o módulo de Young aparente da estrutura é de 62,5 MPa e a da espuma, pelo mesmo método é de 55 MPa, existindo uma diferença de 7,5 MPa.

De forma paralela analisou-se uma estrutura em titânio, mais especificamente, uma liga de titânio, nióbio e zircónia, cujo tamanho de unidades celulares permite um processo de osseointegração, apresenta um módulo de elasticidade aparente de 1600 MPa. Trata-se de um material com um módulo de elasticidade aproximadamente de 70000 MPa, muito inferior à da liga de titânio Ti- 6Al-4V, Fig 8, utilizada normalmente nos implantes atuais, revista na literatura [39].

Verificou-se que para ser possível a osseointegração, os tamanhos dos poros têm de ser de tal forma pequenos que, quando agregados numa estrutura e impressos na liga de titânio, traduz-se num comportamento muito rígido provocando possivelmente fenómeno de *stress-shilding* aquando do contacto com o osso. No conceito do implante final, tentou-se reduzir a rigidez ao reduzir o volume ocupado por esta estrutura no implante e com a inclusão de uma zona oca no seu interior. Obteve-se um módulo aparente de aproximadamente 618 MPa (0,618 GPa). Este resultado é numérico, e pode estar influenciado por possíveis erros intrínsecos de simulação e a capacidade de o implante suportar grandes cargas pode ser crítica. Ainda assim conseguiu-se um valor relativamente baixo para um implante com uma camada de liga titânio, mas uma boa ligação entre ambas as interfaces constituintes pode vir a ser alvo de mais estudo e análise, ainda assim conseguiu-se reduzir a rigidez relativa entre o implante e o osso.

Verificou-se de modo a calcular o módulo de Young aparente que conjuga a geometria e o material inerente á estrutura porosa a ser estudada, que a obtenção de valores de tensão e deformação segundo uma linha a 2% de deformação, apanhando somente a zona elástica, e não a 0,2% de deformação, como está presente na literatura para materiais sólidos resulta em valores muito próximos, com uma diferença pouco significativa.

Toda a análise efectuada, bem como todos os testes tiveram como base apenas testes de compressão uma vez que a localização do implante seria no osso esponjoso, osso que tem como principal função o amortecimento de carga. Este conceito estrutural pode ser implementado noutros implantes já existentes, ao adaptar esta estrutura aqui conceptualizada ao formato dos mesmos. Por outro lado, testes de tração uniaxial implicariam uma maior logística de fixação dos provetes, e muito provavelmente o desenho e fabrico de ferramentas que permitissem a fixação dos mesmos.

Capítulo VI

Conclusões e Propostas para Trabalhos Futuros

6.1 Conclusões

Com a realização deste trabalho conseguiu-se atingir os objectivos propostos e proceder á análise e desenvolvimento de um conceito passando primeiro pela caracterização de estruturas e a análise das mesmas quando sujeitas á compressão. Compreendeu-se o comportamento mecânico do osso esponjoso e como o módulo de Young pode variar consoante as condições impostas nos ensaios mecânicos e o método com que se retiram os valores de tensão e de deformação. Concluiu-se também que o módulo de Young aparente ao estar inerente á própria geometria da estrutura e ao tipo de material da mesma é, por si só, uma medida de rigidez.

Concluiu-se que, as condições impostas ao longo do trabalho e as diferentes abordagens utilizadas podem influenciar os resultados obtidos, principalmente no que diz respeito á simulação de estruturas, revertendo por vezes para um caminho diferente daquele presente na revisão bibliográfica. A simulação de estruturas com geometrias complexas revelou-se um grande desafio, que foi uma das maiores dificuldades ao longo de todo o desenvolvimento. Contudo o processo de simulação foi vantajoso no sentido de poupança económica e na viabilidade dos ensaios ao testar com um determinado material.

Adquiriu-se muitas competências ao longo da realização deste trabalho, principalmente com o manuseamento de diferentes softwares e na análise do comportamento de estruturas porosas. Pode-se ver esta dissertação como ponto de partida para futuros trabalhos de desenvolvimento de estruturas implantáveis porosas e bio-inspiradas.

6.2 Propostas para Trabalhos Futuros

Como proposta para trabalhos futuros, seria interessante a realização de testes *in vivo* do implante e registo dos resultados obtidos ao longo do tempo em tecido vivo. Caso não seja possível em osso humano, e como alternativa, poder-se-ia implementar em osso ovino. Desta forma seria possível cotejar a prestação do conceito de implante desenvolvido com outros já existentes que circulam no mercado.

O seu fabrico também necessita de algum estudo tendo em conta a estrutura complexa e os diferentes materiais aplicados. Seria interessante o desenvolvimento do fabrico em 3D deste tipo de estruturas.

Tal como os estudos realizados á variável geométrica, poder-se-ia também fazer a aferição do material padrão na influência da estrutura ao realizar o mesmo estudo com as outras densidades das espumas comprimidas inicialmente. A utilização de mais materiais de referência no processo de simulações das estruturas, isto é, utilização de outro tipo de espuma de diferentes densidades seria de igual modo interessante. Também seria curioso o desenho de estruturas com outras dimensões e até mesmo com novos formatos de células e com gradiente de porosidade de maneira a obter-se mais resultados.

De notar que a caracterização mecânica da espuma neste projecto foi baseada em testes de compressão uniaxiais. Seria igualmente interessante uma caracterização mecânica também com testes de tração uniaxiais e consequentemente o estudo de métodos de fixação das amostras às pinças da máquina.

Executar a simulação de modo a abranger a zona plástica. Deste modo seria possível uma visão mais ampla da curva tensão-deformação das estruturas bio-inspiradas bem como a determinação de um limite para o ponto de transição entre o comportamento elástico e plástico da estrutura quando sujeita á compressão.

Bibliografia

- [1] A. R. Amini, C. T. Laurencin, and S. P. Nukavarapu, (2012), "*Bone Tissue Engineering: Recent Advances and Challenges*".
- [2] Yan Zhou, Ph.D.a, Malcolm L. Snead, D.D.S., Ph.D.a, Candan Tamerler, Ph.D.b. (2015) "*Bio-inspired hard-to-soft interface for implant integration to bone*".
- [3] G. Turnbull, J. Clarke, F. Picard, P. Riches, L. Jia, F. Han, B. Li, and W. Shu, (2017). "*3D bioactive composite scaffolds for bone tissue engineering*". s.l. : Bioact.
- [4] I. Gotman, (1997) "*Characteristics of Metals Used in Implants*," *J. Endourol*, vol. 11.
- [5] B. Vagaska, L. Bacakova, E. Filová, K. Balík, (2010) "*Osteogenic Cells on Bio-Inspired Materials for Bone Tissue Engineering*", *Physiol.Res.*59:309-322.
- [6] M. Saini, (2015) "*Implant biomaterials: A comprehensive review*," *World J. Clin. Cases*, vol. 3.
- [7] S. B. Goodman, Z. Yao, M. Keeney, and F. Yang, (2013), "*The future of biologic coatings for orthopaedic implants*," *Biomaterials*, vol. 34, no. 13, pp. 3174–3183.
- [8] A. Bandyopadhyay, S. Bose, D. Suman, (2015), "*3D printing of biomaterials*", vol. 40.
- [9] R. Langer, J. P. Vacanti. (1993), "*Tissue engineering*", *Science*, 260 (5110):920-926.
- [10] B. Bharat, (2012) "*Bioinspired structure surfaces*", *ACS publications*, American Chemical Society.
- [11] "*Biomimética: A natureza como inspiração para a tecnologia*" [online] disponível em : <http://www.itmanagement.com.br/2017/biomimetica-natureza-tecnologia/>
- [12] B. Bharat, (2009) "*Biomimetics: lessons from nature- na overview*", *Phil Trans. R Soc. A* 367, 1445-1486.
- [13] Julian F. V. Vincent*, Olga A. Bogatyreva, Nikolaj R. Bogatyrev, Adrian Bowyer and Anja-Karina Pahl, (2006) "*Biomimetics: its practice and theory*", *Review, J.R. Soc. Interface*, 471-482
- [14] O. André, M. Leonardo, (2015), "*A biomimética no desenvolvimento de produtos : a relação entre forma e função para obtenção de leiautes iniciais*", *DAPesquisa*, v.10, n.14, p87-104.
- [15] "*Próteses egípcias são as mais antigas já encontradas*" [online] disponível em: <https://veja.abril.com.br/ciencia/proteses-egipcias-sao-as-mais-antigas-ja-encontradas/>, 2011.
- [16] W. Feng, S. Liang, (2013), "*Bioinspired micro/nano fabrication on dental implant-bone interface*", *Applied Surface Science*, 480-488.
- [17] H. Lorach, R. Bensman, S. H. Ieng and S. Picaud, (2011), "*Retinal feature extraction from neuromorphic asynchronous light acquisition, submitted to Neural Computation*".
- [18] C. Posch, "*Bio-inspired vision*", IOP Publishing for SISSA, 26-30.
- [19] G. Danijela, W. Guocheng, P. Ricardo, (2016) "*Bioinspired titanium coatings: self-assembly of collagen- alginate films for enhanced osseointegration*", *Journal of Materials Chemistry B*, Royal Society of Chemistry.
- [20] A. Etoundi, R. Vaidyanathan & S. Burgess, (2012) "*A bio- inspired condylar knee joint for leg amputees and for knee implants*", *Design and Nature VI* 23.
- [21] Ulrike G.K. Wegst, Hao Bai, Eduardo Saiz, Antoni P. Tomsia, (2014) "*Bioinspired structural materials*", *nature materials*.
- [22] Haghpanah, B., Oftadeh, R., Papadopoulos, J. & Vaziri, A, (2013) "*Self-similar hierarchical honeycombs*". *Proc. R. Soc. A* 469, 2156.
- [23] Habibovic, P.; Gbureck, U.; Doillon, C.J.; Bassett, D.C.; van Blitterswijk, C.A.; Barralet, J.E. (2008), "*Osteoconduction and osteoinduction of low-temperature 3D printed bioceramic implants*. *Biomaterials*", 29, 944–953.
- [24] Liu, A.; Xue, G.H.; Sun, M.; Shao, H.F.; Ma, C.Y.; Gao, Q.; Gou, Z.R.; Yan, S.G.; Liu, Y.M.; He, Y. (2016), "*3D Printing Surgical Implants at the clinic: A Experimental Study on Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*". *Sci. Rep.* 6

- [25] Mobbs, R.J.; Coughlan, M.; Thompson, R.; Sutterlin, C.E.; Phan, K. (2017) *"The utility of 3D printing for surgical planning and patient-specific implant design for complex spinal pathologies: Case report"*. J. Neurosurg. Spine, 26, 513–518
- [26] Shah, F.A.; Snis, A.; Matic, A.; Thomsen, P.; Palmquist, A. (2016) *"3D printed Ti6Al4V implant surface promotes bone maturation and retains a higher density of less aged osteocytes at the bone-implant interface"*. Acta Biomater. 30, 357–367
- [27] Ke Yang, Changchun Zhou, Hongsong Fan, Yujiang Fan, Qing Jiang, Ping Song, Hongyuan Fan, Yu Chen and Xingdong Zhang, (2017) *"Bio-Functional Design, Application and Trends in metallic Biomaterials"*, International Journal of Molecular Sciences.
- [28] V.Campana, G.Milano, E.Pagano, M.Barba, C.Cicione, G. Salonna, W. Lattanzi. G. Logroscino, (2014) *"Bone substitutes in orthopaedic surgery: from basic science to clinical practice"*, J. Mater. Sci. Mater. Med. 25, 2445-2461.
- [29] W. Wenhao, Y.Kelvin,(2017) *" Bone grafts and biomaterials substitutes for bone defect repair: A review"*,Bioactive Materials 224-247.
- [30] S.N.Khan, F.P.Cammisa,H.S. Sandhu, A.D.Diwan,F.P.Girardi,J.M.Lane,(2005) *"The biology of bone grafting"*, J.Am. Acad.Orthop.Surg.13, 77-86.
- [31] H.Burchardt,(1987) *"Biology of bone transplantation"*, Orthop.Clin.North Am.18, 187-196.
- [32] S.Stevenson, M.Horowitz, (1992)*"The response to bone allografts"*, J.Bone Jt.Surg.74, 939-950.
- [33] S.Zwingerberger, C.Nich, R.D. Valladares, Z.Yao, M.Stiehler, S.B. Goodman,(2012)*"Recomendations and considerations for the use of biologics in orthopedic surgery"*, Biodrugs 26, 245-256.
- [34] B.Ritter Arthur, Reisman Stanley, B.Michniak Bozena,(2005) *"Biomedical Engineering principles"*, Taylor & Francis Group,NW,579-604.
- [35] Na.Jia, Teoh Joanne, Suntornnond Ratima, Chua Chee,(2015) *"Design and 3D Printing of Scaffolds and Tissues"*, 3D-printing review, Engineering, 261-268.
- [36] K. F. Leong, C.K. Chua, N. Sudarmadji, W.Y.Yeong.(2008) *"Engineering functionally graded tissue engineering scaffolds"* J. Mesch.Behav.Biomed.mater., 140-152.
- [37] Jason A.Inzana, Diana Olvera, Seth M.Fuller, James P. Kelly, Olivia A. Graeve, Edward M.Schwarz, Stephen L.Kates, Hani A.Awad, (2014)*"3D printing of composite calcium phosphate and collagen scaffolds for bone regeneration"*, Biomaterials 4026-4034.
- [38] Kang, K.-T.; Koh, Y.-G.; Son, J.; Yeom, J.S.; Park, J.-H.; Kim, H.-J.(2017) *"Biomechanical evaluation of pedicle screw fixation system in spinal adjacent levels using polyetheretherketone, carbon-fiber-reinforced polyetheretherketone, and traditional titanium as rod materials"*. Compos. Part B Eng. 130, 248–256.
- [39] Michael J.Yaszemski, Debra J. Trantolo, Kai-Uwe Lewandrowski, Vasif Hasirci, David E. Altobelli, Donald L. Wise,(2004) *"Biomaterials in orthopedics"*,Marcel Dekker, inc, New York.
- [40] Zwicker R, Buehler K, Beck H, Schmid HJ. (1980) *"Mechanical properties and tissue reaction of a titanium alloy for implant material"*. In: Kimura H, Izumi O, eds. Titanium'80. Vol.2. Warrendale,PA: TMS-AIME,505-514.
- [41] Niinomi M. (1998) *"Mechanical properties of biomedical titanium alloys"*. Mater Sci& Eng A; A 243: 231-236
- [42] Niinomi M. (2001) *" Research and development of low modulus titanium alloys composed of non- toxic elements for biomedical applications"*. Rec.Res Devel Metallurg &Mater Sci; 5:1-9.
- [43] Jinno T,Goldberg VM, Davy D, Stevenson S.(1998)*"Osseointegration of surface-blasted implants made of titanium alloy and cobalt-chromium alloy in a rabbit intramedullary model"*. J. Biomed. Mater. Res; 42:20-29.
- [44] Sul,Y.T,Johansson,C.B;Petronis,S.(2002); *"Biomaterials,"*v.23, p491-501.
- [45] G.Luiz, (2010)*"Biomateriais em artoplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição"*, C.13.

- [46] R.Luciano, (2013) "Aplicações de Biomateriais em Ortopedia", Estudos tecnológicos em Engenharia, 68-76.
- [47] Martín, E.C. (2004). "*Biomateriales de naturaleza inorgánica: Metales, aleaciones y cerámicas*". *Discurso de Toma de Posesión en La Real Academia Nacional de Farmacia. Real Academia Nacional de Farmacia*.
- [48] Lemons, J.E. (1996). "*Ceramics: past, present, and future*". *Bone*, 19(1-Suppl.):121S-128S)
- [49] Mudali, U.K.; Sridhar, T.M.; Raj, B. (2003). "*Corrosion of bio implants*". *Sādhanā*, 28(3-4):601-637.
- [50] Padilha, A.F. (1997). "Materiais de Engenharia: Microestrutura e Propriedades". São Paulo, Hemus Editora LTDA, 349.
- [51] Pereira, A.P.V.; Vasconcelos, W.L.; Oréfice, R.L. (1999). "Novos Biomateriais: Híbridos Orgânico-Inorgânicos Bioativos. Polímeros: Ciência e Tecnologia", 9(4):104-109.
- [52] Kaw Ak,(1997) "*Mechanics of composit materials*". Boca Raton: CRC Press LCC.
- [53] Castilho Ws,(2008) "Caracterização termomecânica de compósitos híbridos com memória de forma", Dissertação de mestrado em distemas mecatrônicos, Brazil.
- [54] Teraoka, K.; Nonami, T.; Doi, Y.; Taoda, H.; Naganuma, K.; Yokogawa, Y.; Kameyama, T. (2000). "*Hydroxyapatite implantation on the surface of pure titanium for orthopedic implants*". *Materials Science and Engineering: C*, 13(1-2):105-107.
- [55] Ma PX, Langer R (1995), "*Degradation, structure and properties of fibrous poly(glycolic acid) scaffolds for tissue engineering*". *Polymers in Medicine and Pharmacy*, Materials Research Society, p. 99-105.
- [56] F.S.Senatov, A.V.Chubrik, A.V. Maksimkin,E.A.Kolesnikov, A.I.Salimon,(2019)" Comparative analysis of structure and mechanical properties of porous PEEK and UHMWPE biomimetic scaffolds, *Materials Letters* 239, 63-66.
- [57] F.S. Senatov, K.V. Niaza, A.I.Salimon, A.V.Maksimkin, S.D.Kaloshkin,(2018)"*Architected UHMWPE simulating trabecular bone tissue*, *Materials Today Communication* 14, 124-127.
- [58] Dinwoodie,J.M.(1981),"*Timber, Its Nature and Behaviour*". Van Nostrand Reinhold, New York
- [59] L.J Gibson, M.F Ashby, (1997) "*Cellular Solids, Structure and Properties*", second ed. Cambridge University Press.
- [60] Judas Fernando, Palma Paulo, Falacho Rui Isidro, Figueiredo Helena, (2012), "A estrutura e dinâmica do tecido ósseo".
- [61] Cowin S. (2001) "*Bone Mechanics Handbook*". 2nd ed. CRC press;
- [62] Morgan EF,Unnikrisnan GU, Hussein Al.Bone,(2018), "*Mechanical Properties in Healthy and Diseased States*". *Annual Review of biomedical Engineering*;
- [63] Paolo Caravaggi, Erica Liverani, Alberto Leardini,Alessandro Fortunato, Claudio Belverdere, Fabio Baruffaldi, Milena Fini, Annapaola Parrili,Monica Mattioli-Belmonte, Luca Tomesani, Stefania Pagani, (2019),"*CoCr porous scaffolds manufactured via selective laser melting in orthopedics: Topographical,mechanical,and biological characterization*".
- [64] Keaveny T, Morgan E, Niebur G, et al. (2001) "*Biomechanics of Trabecular Bone*". *Annual Review of Biomedical Engineering*; (3) 307-33.
- [65] *International Standard, "Rigid Cellular Plastics- Determination of compression properties", Fifth Edition, 2007-04-15, ISO 844:2007(E)*;
- [66] Maria Fátima Vaz, Helena Canhão and João eurico fonseca, (2011),"*Bone.A composite Natural Material*",September, DOI:10.5772/17523, Intech.
- [67] JH McElhonez, (1996) "*Dinamic Response of Bone and Muscle Tissue*". *J Appl Physiol* v.21:(4), pp 1231-6.
- [68] Dennis R carter, Greg H.Schwab, Dan M.Spengler,(1980) "*Tensile Fracture of cancellous Bone*".
- [69] A. F Mavrogenis, R.Dimitriou, J.Parvizi, G.C.Babis, (2009) "*Biology of implant osseointegration*",*J Musculoskelet Neuronal Interact*,9(2):61-71.

- [70] Leite Daniel, Universidade Estadual Paulista, Julio de Mesquita Filho,(2011), Unesp, "Osseointegração de implantes porosos de titânio submetidos ao tratamento Biomimético.
- [71] Faculdade de Odontologia de São José dos campos, "Implantes Porosos de Titânio Puro Grau 2: Osseointegração em tíbias de coelhos", São José dos Campos, (2005).
- [72] M.C.Andrade,I.N.Bastos,T.Ogasawara,(2002),"Resistência á compressão da hidroxiapatita densa", CBECIMAT.
- [73] J.Holanda Adriano,(2014) "Propriedades mecânicas dos ossos", Maio [online].
- [74] Carlos Vinicius Buarque de Gusmão, William Belangero,(2009)"Como a célula óssea reconhece o estímulo mecânico?",44(4):299-305.
- [75] Portal Educação.com:"Envelhecimento x Densidade óssea" [online].
- [76] R.M Wazen,J.A Currey, H.Guo, JB Brunski, J.A Helms, A. Nanci,(2013)" *Micromotion-induced strain fields influence early stages of repair at bone-implant interfaces*", ActaBiomater,9(5) 6663-6674.
- [77] Furqan A.Shah, Peter thomsen, Anders Palmquist, (2018)"*Osseointegration and current interpretations of the bone-implant interface*", November, Acta Biomaterialia.
- [78] Nauya Taniguchi,Shuncike Fujibayshi, Mitsuru Takemoto, Kiyoyuki Sasaki, Bungo Otsuki, Takashi Nakamura, Tamiharu Matsushita, Tadashi Kokubo, Shuichi Matsuda,(2016) "*Effect of Pore Size on Bone Ingrowth into Porous Titanium Implants* ", Materials Science and Engineering C 59,690-701.
- [79] "Sawbones| *Best Anatomical Medical Training Models for Procedure Simulation*", [online], disponível em [www.sawbones .com](http://www.sawbones.com).
- [80] Xing Gao, Manon Fraulob and Guillaume Hait, (2019) "*Biomechanical Behaviours of the Bone- Implant Interface: A Review*". J.R Soc. Interface.
- [81] "Impressão 3D| Guia de Impressão e *Design*" [online], disponível em: <https://impressao3dportugal.pt/guia-de-impressao-3d/>.
- [82] Sandra Giacomini Shneider, (2001)"Obtenção e Caracterização da liga Ti-13Nb-13Zr para aplicação como biomaterial", São Paulo.
- [83] Ricardo Simionato Boffa,(2014) "Avaliação da microarquitetura de ossos Trabeculares, São Carlos.
- [84] Marcelo M. Viana, Fernando H.A Medeiros e Nelcy D.S. Mohallem, (2015)"O Incrível mundo dos materiais Porosos- Características, Propriedades e Aplicações", Química e Sociedade.

Anexo I

Valores utilizados para a caracterização do material no processo de simulação das estruturas.

Deformação (mm)	Tensão (MPa)
0.011	0.195
0.015	0.354
0.017	0.493
0.018	0.712
0.020	0.871
0.022	1.129
0.026	1.367
0.028	1.665
0.031	2.023
0.035	2.301
0.035	2.460
0.039	2.798
0.042	3.056
0.044	3.235
0.048	3.473
0.053	3.692
0.060	3.871
0.072	3.930
0.083	3.791
0.089	3.593
0.095	3.533
0.099	3.672
0.106	3.752
0.116	3.672
0.125	3.513
0.134	3.553
0.145	3.473
0.147	3.334
0.152	3.275
0.158	3.374
0.169	3.414
0.180	3.493
0.193	3.553
0.202	3.593
0.211	3.513
0.218	3.573
0.228	3.652
0.237	3.593
0.246	3.613